

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Geschäftsf. Direktor: Prof. Dr. Dr. A. Neff

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Abteilung für Orofaziale Prothetik und Funktionslehre

Leiter: Prof. Dr. U. Lotzmann

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg

ENTWICKLUNG UND TEST EINER AKTIVEN MESSELEKTRODE FÜR DAS PREPOMETER - EINE IN-VITRO-UNTERSUCHUNG-

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der

Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Steffen Stein

aus Schlüchtern

Marburg, 2011

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am: 24.08.2011 .

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan:	Prof. Dr. Matthias Rothmund
Referent:	Prof. Dr. Michael Gente
Korreferent:	Prof. Dr. Roland Frankenberger

Meinen lieben

Eltern und Großeltern

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung.....	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Anatomie des menschlichen Zahns	3
2.1.1 Makroskopischer Aufbau	3
2.1.2 Mikroskopischer Aufbau	4
2.2 Physikalische Grundlagen	6
2.3 Klinische Verfahren zur Begrenzung der Präparationstiefe bei der Kronenpräparation	7
2.3.1 Silikonschlüssel	7
2.3.2 Präparationsrillen.....	7
2.3.3 Röntgenbilder	8
2.3.4 Ultraschallmessung.....	8
2.3.5 Durchschnittswerte	8
2.4 Elektrische Widerstandsmessungen an Zähnen und Zahnhartgewebe	9
2.5 Klinische Anwendung der Erkenntnisse in Bezug auf die Begrenzung der Präparationstiefe	9
2.6 Das Prepometer®	14
2.7 Aufbau der Elektrode des Prepometers®	15
2.8 Abschirm- Treibertechnik	16
3. Material und Methode.....	18
3.1 Übersicht über den Ablauf der Versuche und Entwicklungsschritte.....	18
3.2 Aufbau der aktiven Elektrode.....	19
3.3 Untersuchungsgut	21
3.4 Die Messelektronik.....	22
3.4.1 Das Widerstandsmessgerät	22
3.4.2 Die Elektronik der Abschirmelektrode.....	23
3.4.3 Anschluss des AC-Ohmmeters und der Abschirmelektrode am Versuchszahn....	24
3.5 Versuche zum Vergleich zwischen alter Elektrode, neuer Elektrode und neuer Elektrode mit deaktivierter Aktivelektrode für abnehmende Dentindicken über der Pulpa	25
3.6 Versuch zum Vergleich der Messwerte beim Annähern an die Detinoberfläche mit der alten und neuen Elektrode	27
3.7 Vergleich von alter Elektrode, neuer Elektrode mit Kunststoffmanschette und neuer Elektrode ohne Kunststoffmanschette	28
3.8 Versuche mit neuer Elektrode und einer isolierenden Lackschicht um die Abschirmelektrode.....	29
3.9 Versuche zum Vergleich des Messverhaltens der alten und neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette bei einer bestimmten Dentindicke über der Pulpa.....	31

4. Ergebnisse	32
4.1 Ergebnisse von 3.5: Vergleich der alten und neuen Elektrode bei der Bestimmung der Dentindicke.....	32
4.2 Ergebnisse von 3.6: Versuch zum Vergleich der Messwerte beim Annähern an die Dentinoberfläche mit der alten und neuen Elektrode	36
4.3 Ergebnisse von 3.7: Vergleich von alter Elektrode, neuer Elektrode mit Kunststoffmanschette und neuer Elektrode ohne Kunststoffmanschette	39
4.4 Ergebnisse von 3.8: Versuche mit neuer Elektrode und einer isolierenden Lackschicht um die Abschirmelektrode	42
4.5 Ergebnisse von 3.9: Versuche zum Vergleich des Messverhaltens der alten und neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette bei bestimmter Dentindicke über der Pulpa	44
5. Diskussion.....	48
5.1 Messverhalten der neuen Elektrode beim Annähern an die Dentinoberfläche	48
5.1.1 Messverhalten der alten Elektrode	48
5.1.2 Messverhalten der neuen Elektrode.....	50
5.1.2.1 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.6	50
5.1.2.2 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.7	53
5.1.2.3 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.8	55
5.1.3 Vergleich des Messverhaltens der alten und der neuen Elektrode	56
5.2 Anwendbarkeit der neuen Elektrode während der Präparation	57
5.3 Einfluss des Abschirmstroms auf die Anwendbarkeit der neuen Elektrode am Patienten	59
5.4 Prinzipielle Anwendbarkeit der neuen Elektrode am Patienten	61
5.4.1 Elektrische Möglichkeit.....	61
5.4.2 Geometrische Möglichkeit	62
5.5 Einfluss des Abschirmstroms auf die Messung	62
5.6 Grenzen der Methode	63
5.7 Weitere Anwendungsmöglichkeiten der Methode	64
5.7.1 Anwendung am Patienten.....	64
5.7.2 Bohrer mit Messfunktion.....	65
6. Zusammenfassung	66
7. Summary	68
8. Literaturverzeichnis	70
9. Anhang.....	74

1. Einleitung und Problemstellung

Das Überkronen von Zähnen ist eine Technik, die zum Standard der heutigen Zahnmedizin gehört. Sie wird bei stark zerstörten Zähnen eingesetzt, bei denen es nicht mehr möglich ist mit konservierenden Methoden, wie einem Inlay oder einer Teilkrone, zu behandeln. Des weiteren werden Kronen zur Verbesserung der Ästhetik bei verfärbten Zähnen angewendet. Auch Zähne, die in keiner optimalen Position im Kiefer stehen, also gedreht, gekippt oder elongiert sind, können durch diese Technik in ihrer Ansicht und in ihren antagonistischen Kontakten verbessert werden. Ein weiterer wichtiger Grund für eine Überkronung ist die Verankerung von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz. In einer wissenschaftlichen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) sind die Indikationsgebiete für Kronen- und Brückenersatz beschrieben (*Wichmann 1999*).

Um eine Krone auf dem zu behandelnden Zahn des Patienten platzieren zu können, muss der Zahn vorher präpariert werden. Durch die Präparation entsteht ein leicht konischer Stumpf, auf den die im zahntechnischen Labor hergestellte Krone dann aufgeschoben und zementiert werden kann. Bei der Präparation ist es von entscheidender Bedeutung, dass genügend Platz für die spätere Krone geschaffen wird. Der benötigte Abtrag von Zahnhartsubstanz variiert je nach Kronentyp und Aufgabe von 1,5 bis 2,5 mm (*Lehmann 1988, Lehmann und Helwig 2002*).

Bei diesem invasiven Eingriff, aus dem stets eine Dentinwunde resultiert, besteht immer die Gefahr der Schädigung des Zahnmarks. Diese Schädigung kann viele Ursachen haben, doch eine große Gefahr ergibt sich aus den unterschiedlichen Hartsubstanzdicken infolge der individuellen Unterschiede in der Zahnanatomie. Der Behandler kann nie wissen, wie viel Dentin über der Pulpa vorhanden ist. Deshalb besteht bei jeder tiefen Präparation die Gefahr der Eröffnung des Pulpacavums oder einer Schädigung via eröffneter kurzer Dentinkanälchen.

Das von *Gente* entwickelte und von *Bruchmann 2003* getestete Prepometer® stellt sich genau diesem Problem. Über einen am Zahn gemessenen elektrischen Widerstand kann anhand einer LED – Anzeige eine Aussage über die noch vorhandene Dentinsubstanz über dem Pulpacavum gemacht werden. Die Problematik dieses Systems besteht darin, dass die Anzeige des Prepometers für den wenig erfahrenen Anwender irritierend sein kann. Es kommt vor,

dass beim Aufsetzen der Elektrode zunächst ein niedriger Widerstandswert angezeigt wird, der einer geringen Rest-Dentindicke entspricht. Dieser Wert wird allerdings größer bei festerem Andrücken der Elektrode an die Zahnhartsubstanz, was der größeren tatsächlich vorhandenen Dentindicke entspricht.

Laut Diss. *Bruchmann* meldet der Vertreiber und Hersteller des Prepometers eine Skepsis niedergelassener Zahnärzte hinsichtlich Nutzen und Praktikabilität des Messinstruments.

Deshalb wäre es von Vorteil die Elektrode so weiterzuentwickeln, dass deren Anzeigeverhalten günstiger ist. Beim Annähern der Elektrode an die Dentinoberfläche, sollten die vom Messgerät angezeigten Werte sich von einem großen Wert auf den kleinen tatsächlichen Endwert stabilisieren.

2. Literaturübersicht

2.1 Anatomie des menschlichen Zahns

2.1.1 Makroskopischer Aufbau

Der menschliche Zahn wird in eine Zahnkrone (Corona dentis) und eine Zahnwurzel (Radix dentis) unterteilt. Die Zahnkrone ragt in die Mundhöhle, während die Zahnwurzel den Zahn in einem Knochenfach, welches man Alveole nennt, im Kieferknochen verankert. Den Übergang zwischen Zahnwurzel und Zahnkrone nennt man Zahnhals (Collum dentis).

Zum größten Teil besteht der menschliche Zahn aus Zahnhartgewebe. Im Inneren des Zahns befindet sich das Pulpacavum, also die Zahnhöhle, in der sich das Weichgewebe der Pulpa befindet. Man unterteilt sie in eine Kronenpulpa und eine Wurzelpulpa (Abb. 1). Der Raum, in dem die Wurzelpulpa sich befindet, nennt man Wurzelkanal. Dieser endet an der Wurzelspitze im Foramen apicale, einer kleinen Öffnung, durch die Blutgefäße und Nervenfasern in die Pulpa ziehen. Das Pulpacavum wird komplett von Dentin umschlossen, welches den größten Anteil der verschiedenen Zahnhartsubstanzen stellt. Im Bereich der Zahnkrone wird das Dentin von dem Zahnschmelz (Enamelum), der härtesten Zahnhartsubstanz bedeckt. Im Bereich der Zahnwurzel wird das Dentin von dem Wurzelzement (Cementum) umgeben.

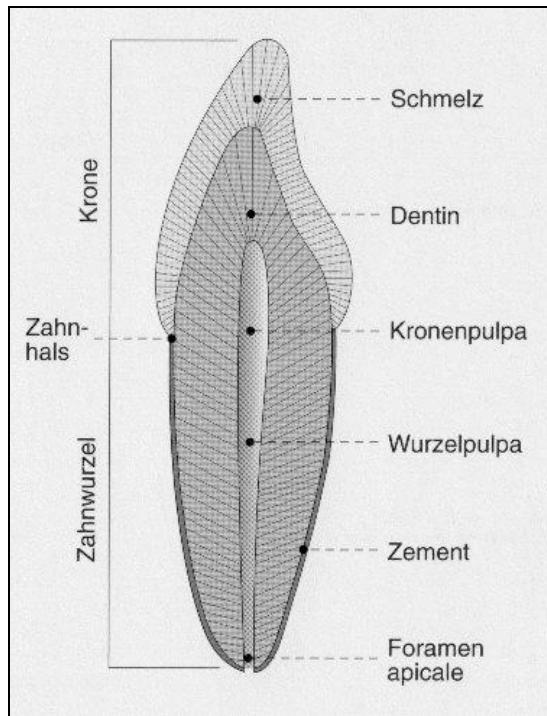


Abb. 1: Aufbau eines Zahnes
(aus: *Lehmann und Helwig*
2002)

2.1.2 Mikroskopischer Aufbau

Der Zahnschmelz bedeckt die Zahnkrone und ist die härteste, abrasionsfesteste, aber auch sprödeste der drei Zahnhartsubstanzen. Deshalb zeigt sich der Zahnschmelz gegenüber äußeren Einflüssen innerhalb der Mundhöhle als besonders widerstandsfähig. Die Wurzel ist vom Wurzelzement bedeckt. Das Zement hat die Eigenschaft, wie auch Dentin, noch nach der Zahnentwicklung gebildet werden zu können. Man spricht dann von so genanntem Sekundärzement.

Das Dentin stellt den größten Anteil der Zahnhartsubstanzen. Es ummantelt die Zahnpulpa, die sich im Inneren des Zahnes befindet. Präparationen, die nur im Zahnschmelz durchgeführt werden, haben keinen Einfluss auf die Zahnpulpa. Allerdings bilden Pulpa und Dentin eine funktionelle Einheit, so dass Präparationen, die bis ins Dentin reichen, eine Reizantwort seitens der Pulpa induzieren. (*Schröder* 1993).

Das Pulpagewebe besteht aus spezialisiertem Bindegewebe. Die Pulpa selbst ist von dem Odontoblastensaum ausgekleidet. Es handelt sich um eine einreihige Zellschicht, die dem Prädentin anliegt, welches noch nicht mineralisiertes Dentin darstellt und von den Odontoblasten gebildet wird. Jeder Odontoblast entsendet einen Odontoblastenfortsatz durch das Dentin bis zur Schmelz-Dentin-Grenze. Weiterhin

findet man Fibroblasten und –zyten sowie Blutgefäße in der Pulpa. Des Weiteren stehen Nervenfasern in Kontakt mit den Odontoblasten und bilden den Raschkowschen Plexus.



Abb. 2 (Quelle: Sammlung Gente):

Das histologische Bild zeigt den Verlauf von angefärbten Dentinkanälchen. Im unteren Teil des Bildes ist der Zahnschmelz zu sehen. Man kann auch erkennen, dass die Dentinkänlchen teilweise die Schmelz- Dentinegrenze überschreiten und in geringem Maße das Enamelum inserieren.

Die Odontoblastenfortsätze durchlaufen das Dentin in den Dentinkanälchen. Sie reichen von der Pulpa bis zur unteren Schicht des Zahnschmelzes. (Abb. 2 Schröder) Die Dentinkanälchen haben einen Durchmesser von etwa 2 μm und verjüngen sich zur Schmelz- Dentin- Grenze hin. Die Dentinkanälchen enthalten auch Gewebeflüssigkeit und Strukturelemente (*Lehmann und Helwig* 10. Auflage).

	Mineral	organische Matrix	Wasser
Schmelz	95 (86)	1 (2)	4 (12)
Dentin	70 (45)	20 (30)	10 (25)
Zement	61 (33)	27 (31)	12 (36)
Knochen	45 (23)	30 (37)	25 (40)

Tab. 1 Zusammensetzung der Hartsubstanzen in Gewichts- und Volumenprozent (in Klammern) (nach *H.E. Schröder*)

2.2 Physikalische Grundlagen

Ein einfacher elektrischer Gleichstromkreis ist durch eine angelegte Spannung U und die Stromstärke I gekennzeichnet. Die Spannung wird in der Einheit *Volt* (V) und die Stromstärke in der Einheit *Ampere* (A) gemessen. Die Spannung ist bei vorgegebener Stromstärke von der Beschaffenheit des Verbrauchers abhängig.

Fließt ein elektrischer Strom durch ein Material, so setzt dieses dem Strom einen Widerstand entgegen. Der Quotient aus der zwischen den Enden des Verbrauchers liegenden Spannung U und der in ihm herrschenden Stromstärke I heißt elektrischer Widerstand R .

Der elektrische Widerstand wird gemessen in *Ohm* (Einheitszeichen Ω). Ein Material hat den elektrischen Widerstand 1 Ohm, wenn bei einer angelegten elektrischen Spannung von 1 Volt ein elektrischer Strom von 1 Ampere fließt.

Dieser lineare Zusammenhang wird im Ohmschen Gesetz formuliert:

$$R = U / I$$

Die SI-Einheit des Widerstandes ist:

$$1 \text{ V/A} = 1 \Omega \text{ (1 Ohm)}$$

(Metzler, 1998)

Der Widerstand eines Leiters ist proportional zur Länge des Leiters und umgekehrt proportional zum Querschnitt des Leiters. Des Weiteren hängt der elektrische Widerstand von dem Material des Leiters ab und von der Temperatur. Diese materialtypische Eigenschaftskonstante nennt man den spezifischen Widerstand ϱ (rho).

$$R = \varrho * L / A$$

Die Maßeinheit des spezifischen Widerstandes ist $[\varrho] = \Omega\text{m}$.

Metalle weisen die kleinsten Werte für ϱ auf, es sind folglich gute elektrische Leiter. Materialien mit einem großen Wert für ϱ nennt man Isolatoren. Halbleiter befinden sich im Übergangsbereich.

Der elektrische Widerstand von Metallen, Halbleitern und Elektrolyten verhält sich bei Temperaturveränderungen unterschiedlich. Metalle sind PTC-Leiter (‘‘positive temperature coefficient’’). Der elektrische Widerstand wächst mit der Temperatur.

Halbleiter sind NTC-Leiter (‘‘negative temperature coefficient’’). Halbleiter leiten um so besser, je wärmer sie sind (*Breuer* 1988).

Bei Elektrolyten nimmt der elektrische Widerstand um etwa 2 – 2,5 % pro Grad Kelvin ab (*Grimsehl* 1988).

2.3 Klinische Verfahren zur Begrenzung der Präparationstiefe bei der Kronenpräparation

2.3.1 Silikonschlüssel

Um eine visuelle Möglichkeit der Kontrolle bei einer Präparation zu haben, ist es möglich einen Silikonschlüssel anzufertigen. Über den zu präparierenden Zahn wird eine Teilabformung mit Silikon genommen. Dann wird im Bereich der Zahnimpression der Silikonschlüssel mit einem Exacto-Messer quer durchgeschnitten. Die Teilabformung kann wiederholt eingesetzt werden. Auf diese Art und Weise lassen sich Rückschlüsse auf die bereits abgetragene Zahnhartsubstanzstärke ziehen (*Strub et al.* 1994).

2.3.2 Orientierungsrillen

Orientierungsrillen sind Rillen, die vor der eigentlichen Präparation in den Zahn präpariert werden. Dies geschieht mit Schleifkörpern, die mit einem Durchmesser von 1,0 mm, 1,2 mm und 1,5 mm normiert sind (*Marxkors* 1991, *Jüde et al.* 1997). Die Präparationsrillen begrenzen den maximalen Abtrag der Zahnhartsubstanz während der

eigentlichen Präparation. Auf diese Weise soll eine Pulpaschädigung durch einen zu großen Substanzabtrag verhindert werden.

2.3.3 Röntgenbilder

Ein Röntgenbild ist eine rein zweidimensionale Aufnahme, die es ermöglicht einen Eindruck über die mesio-distale Ausdehnung der Pulpa zu bekommen. Auch die Lokalisation ist mittels Röntgentechnik möglich. Allerdings stößt diese Technik schnell an ihre Grenzen. Die Ausdehnung in vestibulo-oraler Richtung ist nicht beurteilbar. Durch die individuelle Ausrichtungsmöglichkeit der Röntgenröhre ist eine reale Größendarstellung der Pulpa fast unmöglich. In den meisten Fällen wird die Pulpa zu klein abgebildet. Auch feine und grazile Ausläufer der Pulpa können im Röntgenbild nicht dargestellt werden (Jung 1984).

2.3.4 Ultraschallmessung

Mittels des so genannten „Echolotprinzips“ ist es möglich, durch ein Ultraschallmessgerät die Ausdehnung der Pulpa zu bestimmen. Ein Problem dieser Technik ist, dass das Messgerät nicht den Durchmesser der Dentinkanälchen berücksichtigt und damit das Ausmaß einer durch die Präparation verursachten Dentinwunde unkalkulierbar wird. Das ungünstige Verhalten des Dentins bei einer Ultraschallmessung macht den technischen Aufwand so groß, dass diese Methode nur zu Forschungszwecken angewendet wurde (Morozumi 1985, Morozumi et al. 1987).

2.3.5 Durchschnittswerte

Es gibt verschiedene wissenschaftliche Untersuchungen an extrahierten Zähnen, die Angaben über die durchschnittliche Wandstärke der verschiedenen menschlichen Zähne machen (Hugel 1970, Schaaf 1971). Allerdings ist es unmöglich, sich risikofrei auf diese Werte zu verlassen. Der unkalkulierbare Individualismus der menschlichen Zähne stellt ein großes Risiko bei einer Präparation dar, die sich nur an statistischen Zahlen

orientiert. Eine Pulpaschädigung oder -eröffnung ist deshalb nicht auszuschließen (*Polansky et al.* 1998).

2.4 Elektrische Widerstandsmessungen an Zähnen und Zahnhartgewebe

Die ersten Messungen eines spezifischen Widerstands an der Zahnhartsubstanz gehen in das Jahr 1927 zurück. *Ehrenfeld (1927)* gibt einen Durchschnittswert für Schmelz von 17550 Ωcm und für Dentin 2125 Ωcm an.

Mathis und Adler untersuchten im Jahre 1937 den elektrischen Widerstand am Dentin. Sie führten Messungen in alle drei Richtungen des Raums durch. Die Messwerte, die sie bei den verschiedenen Zähnen erhielten, hatten eine Streuung von 84-1922 k Ω m. Eine weitere Erkenntnis war, dass trockenes Dentin die Eigenschaften eines Isolators aufweist.

1956 nannte *Suzuki* die Dentinkanälchen und Kollagenfasern als die entscheidende Struktur für die elektrische Leitfähigkeit des Dentins. Untermuert wurde diese These von *Mumford*, der 1959 mittels Methylenblau und Fuchsin säure zeigte, dass diese Stoffe elektrophoretisch durch den Zahn transportiert werden. Die stromdurchflossene Fläche nimmt von peripher nach pulpanah ab.

Becker-Detert (1993) konnte bei Messungen an Dentinproben nachweisen, dass der elektrische Widerstand von Dentin für Messungen in Richtung der Dentinkanälchen am geringsten ausfällt.

2.5 Klinische Anwendung der Erkenntnisse in Bezug auf die Begrenzung der Präparationstiefe

Die ersten Versuche zu diesem Thema publizierte *Gente* 1987. Die Messungen wurden an frisch extrahierten kariesfreien Zähnen durchgeführt. Die Zahnhartsubstanz wurde dann von okklusal mittels diamantierter Schleifkörper normaler Körnung unter permanenter Wasserkühlung reduziert.

Die Widerstandmessung wurde anhand des in Abb. 3 gezeigten Versuchsaufbaus durchgeführt. Der Behälter wurde mit physiologischer NaCl-Lsg. von 0,9% gefüllt. Die Zahnwurzel wurde in die NaCl-Lsg. eingetaucht. Die Messelektrode wurde okklusal auf den Zahn gedrückt (Kontaktfläche $\sim 1,13 \text{ mm}^2$). Des Weiteren befand sich eine großflächige Bezugs-Elektrode in der Lösung. Zwischen diesen beiden Elektroden wurde dann mittels eines AC-Ohm-Meters der elektrische Widerstand bestimmt. Es wurde ein Wechselstrom mit einer Frequenz von 500 Hz angelegt, um Polarisierungseffekte an den Elektrodenoberflächen zu vermeiden.

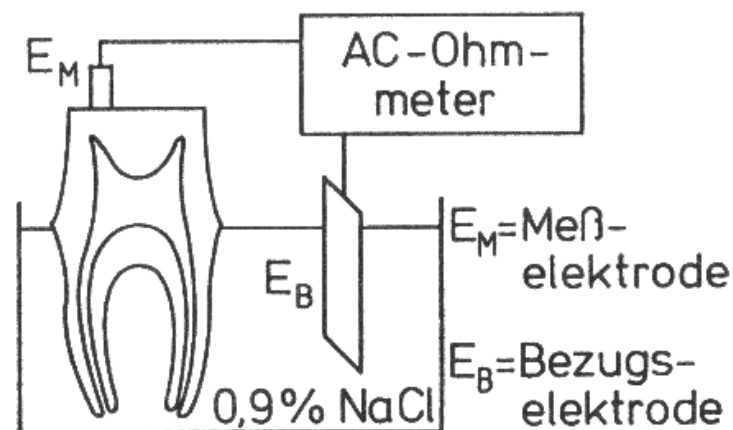


Abb. 3: Schematisierter Versuchsaufbau zur Widerstandsmessung am präparierten Molarenoberflächen (nach Gente, Abb. von Wenz)

Das Resultat dieser Messreihen war, dass es auf der Oberfläche des präparierten Zahns Punkte gab, die ein Minimum an elektrischem Widerstand im Vergleich zu ihrer direkten Umgebung aufwiesen. Mit Hilfe von Farbstoffen, die durch die Zahnhartsubstanz diffundieren, konnte bewiesen werden, dass es sich bei diesen Punkten um die Orte auf der Dentinwunde handelt, die die kürzeste Verbindung via Dentinkanälchen zur Pulpa aufweisen.

Um festzustellen, welcher Widerstandswert einer bestimmten Zahnhartsubstanzstärke entspricht, wurde zunächst dem höchsten Punkt des Zahns der Wert von 0,00 mm zugeordnet. Daraufhin wurde der Zahn schrittweise okklusal präpariert. Nach jedem Präparationsschritt wurden die lokalen Widerstandsminima aufgesucht. Für jeden

dieser Punkte wurde der Substanzabtrag bezogen auf den höchsten Punkt und der dort registrierte Widerstandswert notiert. Die Messreihe endet mit der punktförmigen Eröffnung des Pulpacavums. Aus der Differenz der Abtragswerte vor der Pupaeröffnung zum Abtragswert bei der Pulpaeröffnung kann die jeweilige Dentindicke über dem Pulpahorn in Richtung der Zahnachse errechnet und dem jeweiligen Widerstandswert zugeordnet werden.

Mit den Messungen nach Abb. 3 wurde gezeigt, dass der Widerstand mit abnehmender Dentindicke abnimmt. Der registrierte Widerstand hängt bei konstanter Kontaktfläche von folgenden Parametern ab:

- A) Dicke der Dentinschicht
- B) Widerstand von Pulpa/Bezugselektrode
- C) Spez. Dentinwiderstand

Problematisch war, dass im klinisch relevanten Abstand von 0-2 mm mit diesem Versuchsaufbau keine signifikanten Unterschiede des elektrischen Widerstands messbar waren.

Diesem Problem stellte sich *Feige* 1989. Er testete eine neue Elektrode (Abb. 4) mit einer kleineren Sondenspitze, deren Durchmesser 0,5 mm betrug. Dadurch erhöhte sich die Widerstandsabnahme pro mm Abtrag. Es wurde auch eine Kunststoffmanschette um die Sondenspitze angebracht, die leicht über diese hinausragt. Diese Silikon-Manschette stellte eine Begrenzung und Abdichtung der Messelektrode zum umliegenden Zahn sicher. Messungen mit dieser neuen Elektrode ergaben deutlich abfallende Widerstandswerte auch bei Dentindicken unterhalb von 2 mm.

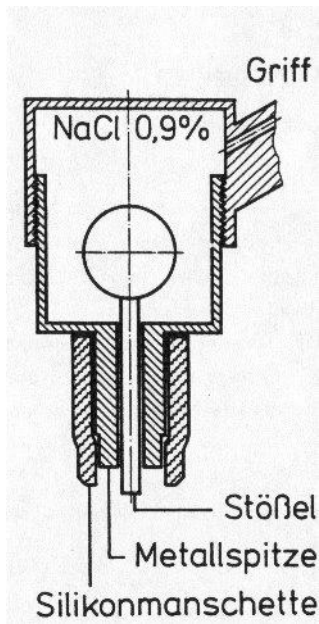


Abb. 4: Sondenspitze der Messelektrode (nach *Feige*)

Auf das Röhrchen eines Tuschezeichners der Fa. Rotring, in dessen Mitte sich ein Stößel zur kontrollierten Zufuhr der NaCl-Lsg. befindet, wurde ein Gewinde aufgedreht und mit einem Griff verbunden. Die Silikonmanschette wurde an einem Ende abgeschrägt. Sie sitzt dem gekröpften Ende der Metallspitze friktionslos auf. (*Wenz* 1990)

Die mit der Messanordnung der Abb. 3 registrierten Widerstandswerte sind die Summe mehrerer Einzelwiderstände, des Widerstandes Pulpa/Bezugselektrode und des Dentinwiderstandes unter der Messelektrode. Der Widerstand Pulpa/Bezugselektrode ($R_{P/B}$) hat umso größeren Einfluss auf das Messergebnis, je dünner die Dentinschicht über der Pulpa und geringer deswegen der Dentinwiderstandswert ist. Die Restwiderstandswerte bei einer eröffneten Pulpa entsprechen dem Widerstand Pulpa/Bezugselektrode und variieren. Dieser Widerstandswert ist bei einer Wurzel mit abgeschlossenem Wurzelwachstum deutlich größer als der einer Wurzel mit offenem Foramen apikale. Dieser Umstand führte dazu, dass die Vorgabe für einen Mindestwiderstand, der bei einer Präparation nicht unterschritten werden soll, zwischen 0,8-2mm variierte (*Feige*).

Im Jahr 1990 wandte *Wenz* eine neue Messtechnik an, um den Widerstand $R_{P/B}$ zu berücksichtigen. Ein stromloser Abgriff der Spannung über einer zweiten Elektrode eröffnete die Möglichkeit, sowohl R_D als auch $R_{P/B}$ direkt messen zu können. (Abb. 5 nach *Wenz*).

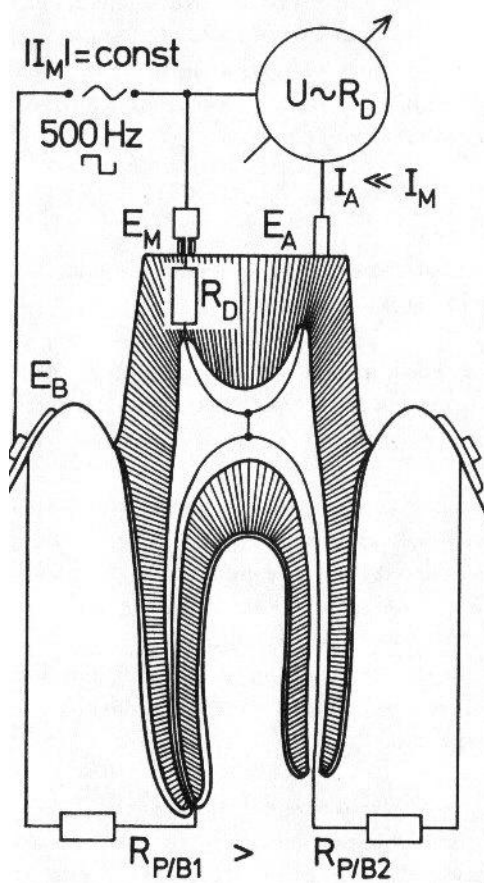


Abb. 5: Modellvorstellung zur Bestimmung des Widerstandes durch stromlose Messung der Spannung über Abgriffelektrode

Wenz führte Untersuchungen durch, die den Stromweg im Dentin darstellen konnten. Hierfür verwendete er ionische Farbstoffe, die bei angelegter Gleichspannung zur entgegengesetzten Elektrode wanderten. Es wurde der Farbstoff Methylenblau und Säurefuchsin verwendet. Es konnte gezeigt werden, dass sich der Farbstoff streng in der Verlaufsrichtung der Dentinkanälchen bewegt.

Wenz konnte mittels der neuen Messtechnik den Widerstandswert auf 25 K Ω senken bei einer Bandbreite der dazugehörigen Dentindicke von ca. 0,7 – 1,45 mm. Durch weitere Voruntersuchungen (Gente 1992), wurde ein Gerät für den Einsatz am Patienten entwickelt. Zur Begrenzung der Präparationstiefe wurde eine spezielle farbcodierte LED-Skala in das Gerät eingebaut. Das inzwischen industriell gefertigte Gerät wird unter dem Namen *Prepometer* seit 2002 von der Firma Hager & Werken vertrieben.

Vorher führte Bruchmann (Diss. 2003) eine in-vivo und eine in-vitro Untersuchung mit dem Prepometer durch. Das Ziel der in-vitro Untersuchungen bestand darin, den maximal möglichen Substanzabtrag einer ausschließlich okklusalen Präparation von

Zähnen zu bestimmen, der unter Kontrolle des Prepometers® bis zur vom Hersteller empfohlenen Präparationstiefe vorgenommen werden konnte.

2.6 Das Prepometer®

Das Prepometer® (Hager & Werken, Deutschland) ist das einzige auf dem Markt befindliche Gerät für eine Widerstandsmessung auf der anpräparierten Dentinoberfläche. Es ist ungefähr so groß wie eine elektrische Zahnbürste.

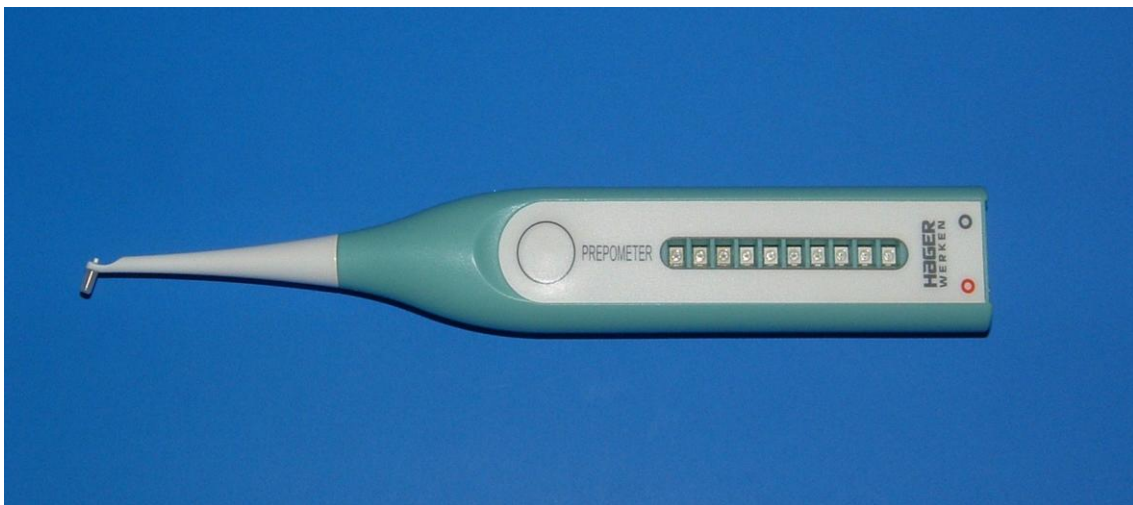


Abb. 6: Das Prepometer® (Darstellung ohne Bezugs- und Justierelektrode)

Man kann das Prepometer® mit einem AC – Ohmmeter vergleichen. Es besteht aus einem Kunststoffgehäuse mit einer eingebrachten LED – Skala, an der Spitze befindet sich der Anschluss für die Messelektrode.

Die Messelektrode besteht an ihrer Spitze aus einer metallischen Kapillare, die von einer Kunststoffmanschette umhüllt ist. Diese Kapillare wird für die Messung mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt und stellt so den elektrischen Kontakt zum Dentin – Liquor her, der sich in den Dentinkanälchen befindet. Man verwendet isotonische Kochsalzlösung, da diese physiologisch unbedenklich und in jeder Zahnarztpraxis verfügbar ist.

Das Prepometer verfügt am anderen Ende über Eingänge für die Bezugselektrode und die Hilfs- oder Justierelektrode. Die Bezugselektrode wird durch ein isoliertes Kabel mit dem Prepometer verbunden. Das Ende der Bezugselektrode ist wie ein stumpfer Haken geformt und wird in das Vestibulum eingehängt. Durch den Speichel wird dann der

Kontakt zu der Mundschleimhaut des Patienten hergestellt, der Stromkreis ist geschlossen und eine elektrische Widerstandsmessung kann durchgeführt werden.

Die Justierelektrode muss nur einmal und auch nur bei besonders tiefen Präparationen an einem Zahn angelegt werden. Da das Prepometer® über einen internen Speicher verfügt, wird der von dieser Elektrode erfasste Widerstandswert „Kronenpulpa – Bezugselektrode“ gespeichert. Dieser wird dann bei den weiteren Messungen automatisch vom gemessenen „Messelektrode – Bezugselektrode“ Widerstandswert subtrahiert, um ausschließlich den Widerstandswert zwischen Messelektrode und Kronenpulpa zu erhalten.

Auch bei einer Widerstandsmessung ohne Verwendung der Justierelektrode wird ein vom Hersteller voreingestellter Wert von $20\text{ k}\Omega$ vom Widerstandswert „Messelektrode – Bezugselektrode“ subtrahiert.

Die im Kunststoffgehäuse befindliche LED – Skala besteht aus 10 Dioden. Die 1. – 3. Diode hat die Farbe grün, 4. – 5. gelb, 6. – 7. orange und 8. – 10. rot. Jeder Diode ist ein elektrischer Widerstandsbereich zugeordnet. Der größte messbare elektrische Widerstand wird durch die erste grüne Diode angegeben, der kleinste Widerstandswert durch die letzte rote Diode.

Die genaue Zuordnung dieser Widerstandsbereiche zu den einzelnen Dioden wurde durch Voruntersuchungen nach Gente festgelegt (Gente 1992).

Mit Hilfe der LED – Skala ist es dem Behandler möglich, den gemessenen elektrischen Widerstandswert abzulesen und Rückschlüsse auf die noch vorhandene Dentindicke über der Kronenpulpa zu ziehen.

2.7 Aufbau der Elektrode des Prepometers®

In Abb. 7 ist der seitliche Querschnitt der am Prepometer® verwendeten Messelektrode zu sehen. Die Elektrode ist fest mit dem Griff verbunden. Der Anschluss am Prepometer® hat eine Steckfunktion, mit dessen Hilfe die Elektrode am Gehäuse befestigt werden kann. Der Elektrodengriff leitet selbst den Messstrom I_M .

Um den Messelektrodenkopf ist eine isolierende Kunststoffmanschette angebracht, die die Messelektrode nach außen begrenzt und isoliert.

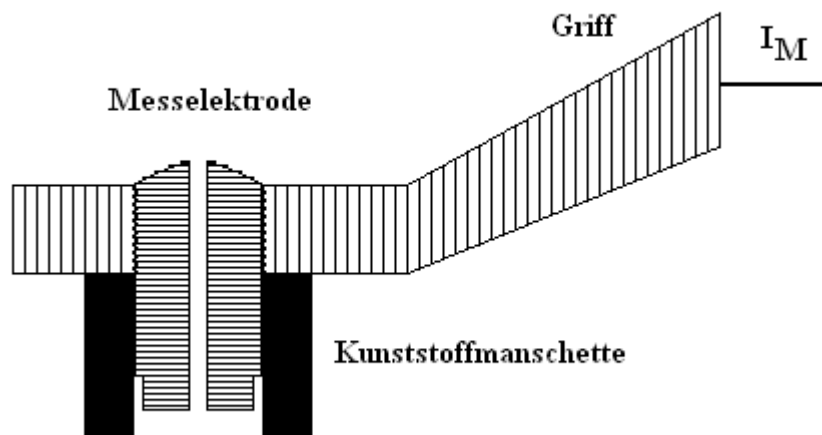


Abb. 7 Schematische Zeichnung des seitlichen Querschnitts der Messelektrode des Prepometers®

2.8 Abschirm- Treibertechnik

Um die Funktion und Idee der neuen Elektrode zu verstehen, muss an dieser Stelle das Prinzip der Abschirm- Treibertechnik erläutert werden. Das Grundprinzip ist in Abb. 8 dargestellt. An einem Leiter ist eine Spannung U_0 angelegt. Ist dieser Leiter frei im Raum, können schon sehr schwache elektromagnetische Felder eine Störspannung induzieren, welche sich der Spannung U_0 überlagert und so den angezeigten Messwert verfälscht.

Um diese Störung auszuschließen wird ein metallisches Gitter als Abschirmung um den Leiter gebracht. Ein Elektrometerverstärker mit dem Verstärkungsfaktor 1, dessen Eingang mit dem zentralen Leiter verbunden ist, stellt an seinem Ausgang niederohmig die Spannung U_0 zur Verfügung. Das metallische Gitter ist auch mit dem Ausgang des Verstärkers verbunden. Deshalb liegt auch am Gitter die Spannung U_0 an und es herrscht keine Potentialdifferenz zwischen Gitter und innerem Leiter. Durch diese Abschirmung ist der Leiter vor äußeren Einflüssen durch elektromagnetische Felder geschützt und es kommt zu keiner Störung des Signals. Da sich innerer Leiter und Abschirmung auf demselben Potential befinden, wird zwischen den beiden Leitern keine Kapazität wirksam. Bei der Messung von Wechselspannungen wird die Spannungsquelle also durch die Abschirmung nicht kapazitiv belastet.

Diese Technik fand auch Anwendung während der Forschung von *Li* (Diss. 2000) zur Darstellung der elektrischen Impedanzverteilung im menschlichen Thorax.

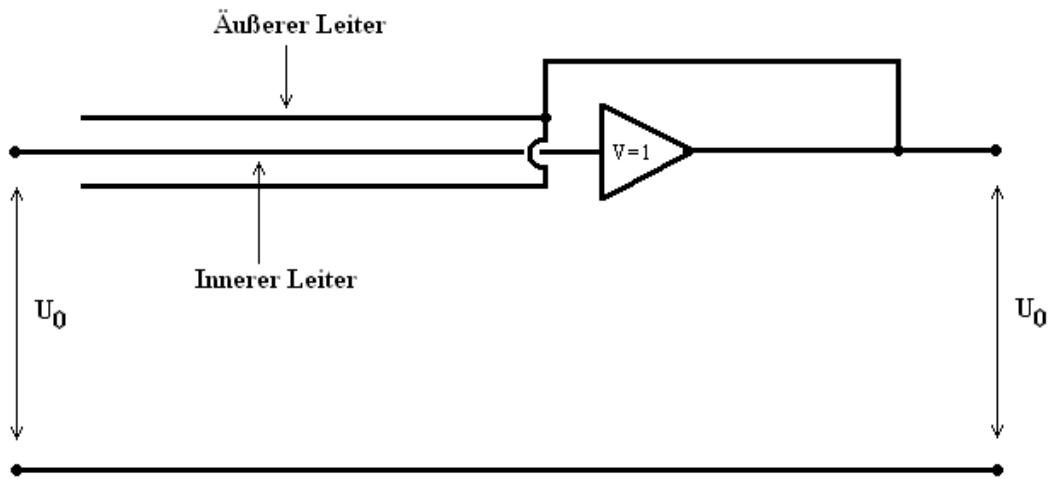


Abb. 8 Schaltbild zur Erläuterung der Abschirm- Treibertechnik (nach *Tietze, Schenk* 1991)

3. Material und Methode

Das eigentliche Ziel war es, wie in der Problemstellung schon erwähnt, dass beim Annähern der Elektrode an die Dentinoberfläche die vom Messgerät angezeigten Werte sich von einem großen Wert auf den kleinen tatsächlichen Endwert stabilisieren. An dieser Stelle ist anzumerken, dass auch weitere Verbesserungen des Gerätes während der Entwicklung erzielt wurden.

Die alte Elektrode ist auf eine Kunststoffdichtung angewiesen, die die Messelektrode und das Dentin-Areal nach außen begrenzt und isoliert. Hierbei handelt es sich um ein Verschleißteil, welches relativ oft ausgetauscht werden muss und bei einer Beschädigung unsinnige Messergebnisse verursachen kann. Um eine suffiziente Funktion der Kunststoffdichtung zu erhalten, ist ein gewisser Anpressdruck der Elektrode auf die Dentinoberfläche notwendig. Bei zu wenig Druck ist kein gutes Messergebnis zu erwarten.

Um das eigentliche Ziel zu erreichen, wurde in mehreren Entwicklungsschritten eine Elektrode entwickelt, die durch aktive elektronische Abschirmung das Messverhalten verändert und ohne ein Kunststoff- Verschleißteil auskommt.

Im folgenden Abschnitt sollen der Bau der Elektrode, die verschiedenen experimentellen Schritte sowie Optimierungen der elektrischen Abschirmung aufgezeigt werden.

3.1 Übersicht über den Ablauf der Versuche und Entwicklungsschritte

Ausgangspunkt:

- Messelektrode mit Begrenzung der Kontaktfläche durch eine Kunststoffdichtung
- Nachteil ist das Annäherungsverhalten an die Dentinoberfläche

1. Lösungsansatz:

- Messelektrode mit Kunststoffdichtung und einer zusätzlicher Abschirmelektrode

a) *Prüfung:* Vergleich von Messwerten der alten und der neuen Messelektrode
(Abschnitt 3.5)

- b) *Prüfung:* Vergleich des Annäherungsverhaltens von alter und neuer Messelektrode (Abschnitt 3.6)

2. Verbesserter Lösungsansatz:

- Messelektrode mit optimierter Abschirmelektronik der Abschirmelektrode ohne Kunststoffdichtung

- a) *Prüfung:* Vergleich des Annäherungsverhaltens von alter Elektrode und verbesserter neuer Elektrode mit und ohne Kunststoffdichtung (Abschnitt 3.7)

2. Modifizierter verbesserter Lösungsansatz:

- Außenfläche der Abschirmelektrode mit Lack überzogen

- a) *Prüfung:* Vergleich des Annäherungsverhaltens der alten Elektrode mit modifizierter neuen Elektrode nach der Abschirmelektronikoptimierung (Abschnitt 3.8)

- b) *Prüfung:* Vergleich von Messwerten der alten und verbesserten neuen Elektrode (Abschnitt 3.9)

3.2 Aufbau der aktiven Elektrode

Die neue Elektrode hat in ihrem Aufbau die abgeschirmte Leitung der Abschirmtreibertechnik zum Vorbild. Der neue Elektrodenkopf mit einer elektronischen Abschirmung musste aus zwei verschiedenen Elektroden bestehen, die konzentrisch angeordnet und voneinander isoliert sind. Dies erwies sich zu Beginn der Konstruktionsversuche als schwierig.

Die Lösung gelang mit Hilfe von zwei Kanülen unterschiedlichen Durchmessers. Bei der äußeren Kanüle handelt es sich um eine Spülkanüle mit dem Außendurchmesser von 1,5 mm und dem Innendurchmesser von 0,96 mm. Die innere Kanüle, eine Injektionskanüle, hat einen Außendurchmesser von 0,42 mm und einen Innendurchmesser von 0,15 mm.

Beide Kanülen mussten voneinander isoliert ineinander montiert werden. Diese Isolation war durch Verwendung von Kaltpolymerisat (Palapress® von Kulzer) möglich. Das Kaltpolymerisat wurde angemischt und in die Spülkanüle injiziert. Nach der Aushärtung des Kunststoffs wurde die Spülkanüle in ca. 1 cm lange Stücke getrennt. Nun konnte ein zentraler Kanal, der nur durch den Kunststoff führt, gebohrt werden. Der Durchmesser des Kanals entsprach dem Außendurchmesser der Injektionskanüle. Die Bohrung war nur mit Unterstützung von Herrn Böttner, einem ortsansässigen Uhrmachermeister, möglich (Juwelier Semler in Marburg). Abb. 9 zeigt den Querschnitt durch die neue Elektrode.

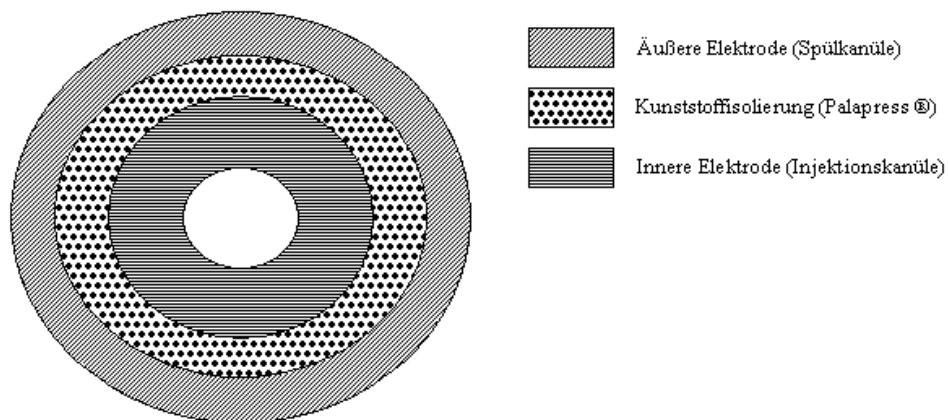


Abb. 9 Querschnitt durch den neuen Elektrodenkopf

Als Halterung für den neuen Elektrodenkopf diente ein Elektrodenkopf des Vorgängermodells. Durch diesen wurde ein Loch gebohrt, um die Doppelelektrode durch Verkeilung zu fixieren.

Zum Schluss wurde dann erneut Kaltpolymerisat (Palapress® von Kulzer) verwendet um beide Elektroden auch im oberen Teil voneinander zu isolieren. Im Verlauf von einigen Testmessreihen wurde klar, dass physiologische Kochsalzlösung durch Kohäsionskräfte zwischen der inneren Kunststoffisolierung und der Außenfläche der inneren Kanüle nach oben wanderte und an der oberen Spitze des Elektrodenkopfs eine elektrische Verbindung zwischen innerer und äußerer Elektrode herstellte. Um das zu verhindern wurde Kaltpolymerisat bei eingeführter innerer Kanüle um diese herum von oben auf die sichtbare Kunststoffoberfläche der inneren Kunststoffisolierung und an der äußeren Kanüle entlang aufgebracht und dann ausgehärtet (vgl. Abb.10).

Zu Beginn der Messungen war man auf eine Kunststoffmanschette um die Abschirmelektrode angewiesen, auf die man aber durch weitere experimentelle Weiterentwicklungen verzichten konnte (vgl. Abb.10).

Um die Außenseite der Aktivelektrode wurde, nachdem man auf die Kunststoffmanschette verzichten konnte, eine Lackschicht aus Nagellack aufgetragen (vgl. Abb. 18). Diese sollte einen Übergang des Stromes von der Mantelfläche der äußeren Elektrode in die Kochsalzlösung verhindern.

In Abb. 10 ist der Aufbau der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette gezeigt, wie sie in den ersten Experimenten benutzt wurde.

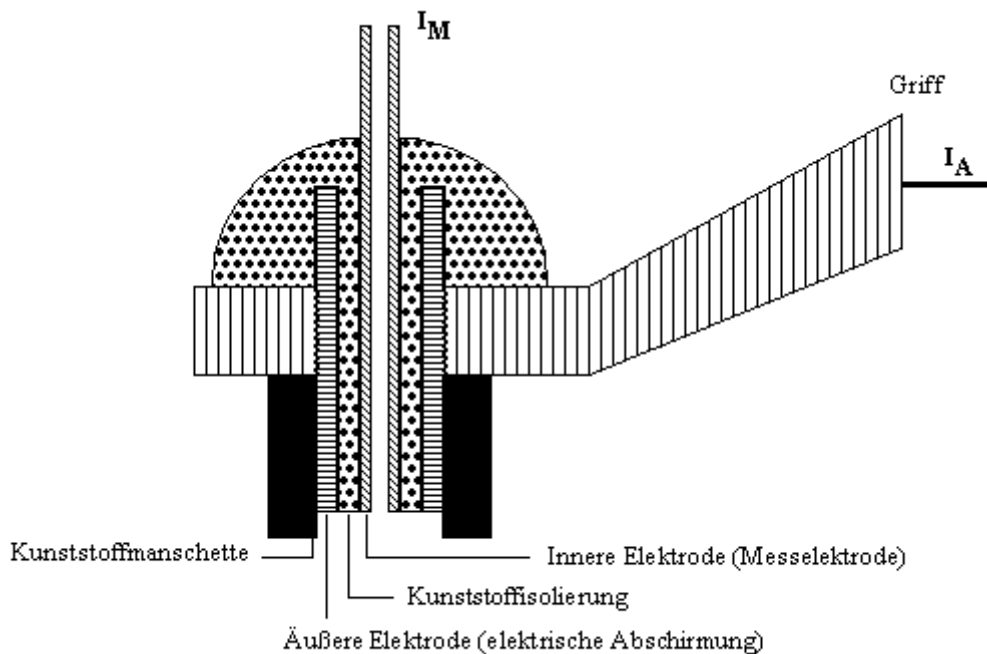


Abb. 10 Aufbau der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette

3.3 Untersuchungsgut

Bei den für die Messreihen notwendigen Zähnen handelt es sich um frisch extrahierte Zähne, die jeden Tag bei einer in Marburg ansässigen MKG- Chirurgischen Praxis (Hallfeld) abgeholt wurden. Es mussten vitale Zähne sein. Zähne mit großen kariösen

Läsionen im Dentin wurden ebenso wie Zähne mit sichtbaren Extraktionsbeschädigungen ausgesondert.

Nach der Extraktion wurden die Zähne in Filmdöschen verpackt und diese verschlossen. Noch am selben Tag wurden sie abgeholt und die Messreihen durchgeführt. Dies stellte sicher, dass die Zahnhartsubstanz und das Weichgewebe nicht austrocknet waren.

Die Zähne wurden mechanisch gereinigt und durch Kaltpolymerisat (Palapress® von Kulzer) im Bereich der Schmelz- Zementgrenze in eine aus Kaltpolymerisat (Palapress® von Kulzer) vorgefertigte Scheibe eingesetzt. Mit dieser Methode war eine rasche und reproduzierbare Fixierung der Zähne an einem aus V₂A- Stahl bestehenden Zylinder möglich, der mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt war. Die Zahnwurzel taucht hierbei vollständig in die physiologische NaCl- Lösung ein (Abb. 11).

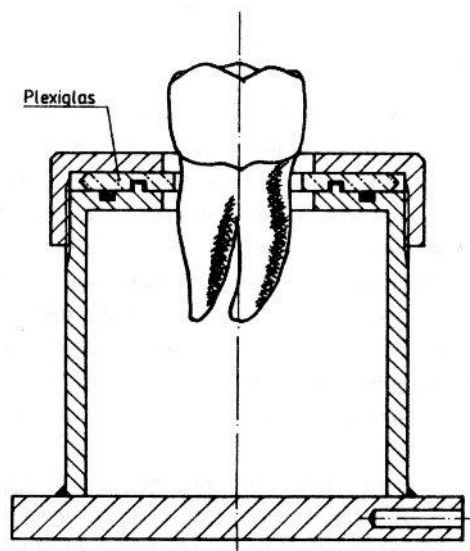


Abb. 11 Schematische Zeichnung des V₂A- Stahl Behälters mit fixiertem Zahn
(nach Wenz)

3.4 Die Messelektronik

3.4.1 Das Widerstandsmessgerät

Bei dem verwendeten Widerstandsmessgerät handelt es sich um das gleiche, welches Wenz (Diss. 1990) im Jahre 1990 schon verwendete. Es arbeitet zur Vermeidung von Polarisierungseffekten an der Elektrodenoberfläche mit Rechteckwechselstrom der

Frequenz von 500 Hz. Der Messbereich reicht von 0,5 K Ω bis 1 M Ω , bei einem maximalen Fehler von $\pm 2\%$ vom Skalenwert des jeweiligen Messbereiches. Der Aufbau der Messelektronik ist bei *Gente* (1987,1988) dokumentiert. Abb. 12 zeigt ein Bild des verwendeten Widerstandsmessgerätes. Das Messgerät wurde von *Wenz* (Diss. 1990, 3.2.2.1) getestet und seine Funktionstauglichkeit bestätigt.

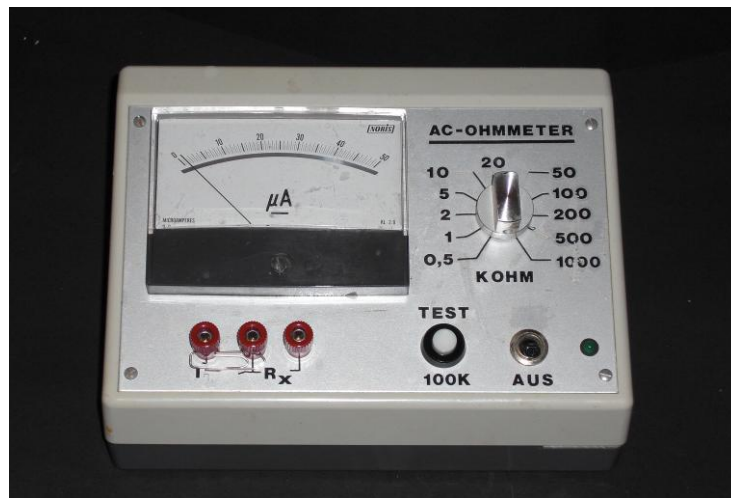


Abb. 12 Foto des Messgerätes

3.4.2 Die Elektronik der Abschirmelektrode

Beim Messvorgang stellt sich an der inneren Elektrode eine Spannung U_0 ein. Diese Spannung wird auf die äußere Abschirmelektrode übertragen (Abb. 8). Durch die gleiche Spannung U_0 , die nun sowohl an der äußeren als auch an der inneren Elektrode anliegt, kann der Strom der inneren Elektrode nicht nach außen entweichen. Wegen einer Begrenzung des Stromflusses auf sehr kleine Werte ($< 20\mu\text{A}$) und des in der Begrenzungsschaltung vorhandenen Innenwiderstandes (im Schaltbild mit R_I dargestellt) war das automatische Einstellen der Spannung U_0 an der Abschirmelektrode bei den ersten Versuchen nur bedingt möglich. Deswegen konnte sich immer noch eine Potentialdifferenz zwischen den Elektroden einstellen und man war auf eine Kunststoffmanschette angewiesen, die den Abfluss des Stroms nach außen verminderte. Diese Schaltung wurde vom ZEL (Zentrales Entwicklungslabor für Elektronik der Philipps-Universität Marburg) aufgebaut.

Nach Änderung der Elektronik, so dass die äußere Elektrode auch mit stärkeren Strömen versorgt wird und es zu drastischer Verkleinerung des Innenwiderstandes R_I kommt, wird nun U_0 der äußeren Elektrode aufgeprägt und es besteht keine nennenswerte Potentialdifferenz zwischen den Elektroden mehr. Dadurch wird ein Stromfluss nach außen verhindert, jedoch ein zusätzlicher Stromfluss zur Pulpa zugelassen.

Zusätzlich gibt es an dem Elektrometerverstärker einen Ausgang, der ein dem Strom in die Abschirmelektrode proportionales Spannungssignal liefert. So besteht die Möglichkeit rückwirkungsfrei festzustellen, welchen Strom die Abschirmelektrode zieht. Hierfür wurde ein Voltcraft Plus VC1008 Universalmeßinstrument (Fa. Voltcraft, Hirschau) verwendet.

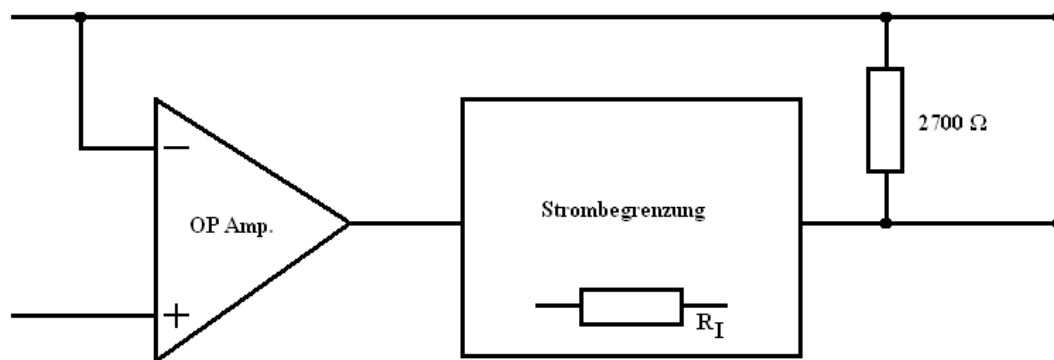


Abb. 13 Schematische Zeichnung der Abschirmelektronik

3.4.3 Anschluss des AC-Ohmmeters und der Abschirmelektrode am Versuchszahn

In Abb. 14 ist eine elektrische Schaltskizze der Elektronik während einer Messreihe gezeigt. Die in den vorigen Abschnitten beschriebenen Elektronikteile sind hier entsprechend miteinander verknüpft, um eine Messung mit der neuen Elektrode zu ermöglichen. Die in Abschnitt 3.3.2 beschriebene Abschirmelektronik wurde mit Abschirmelektrode verbunden. Der zweite Anschluss verbindet die Abschirmelektronik mit der eigentlichen Messelektrode. Durch diese Verschaltung wird es ermöglicht, dass die Spannung U_0 sowohl an der Messelektrode als auch an der Abschirmelektrode anliegt und damit eine Potentialdifferenz von ~ 0 entsteht.

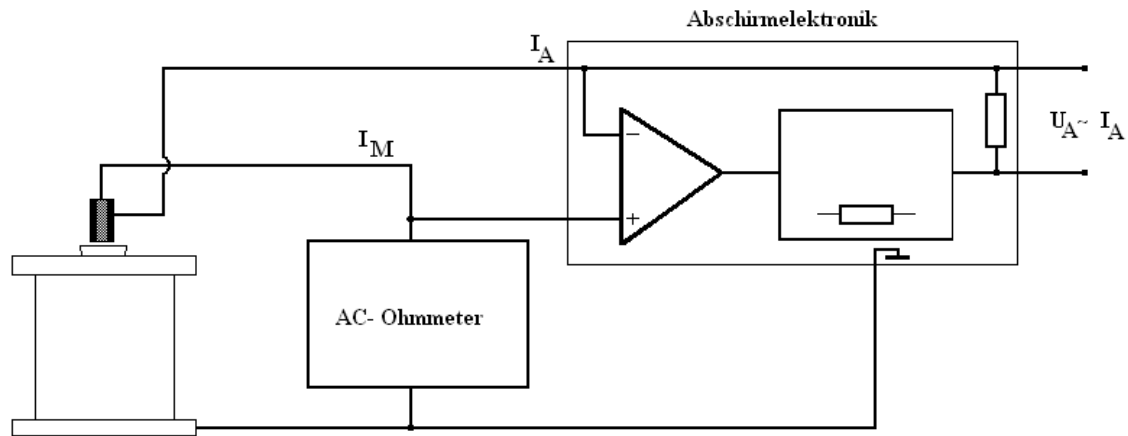


Abb. 14 Schematische Zeichnung der Elektronik des Versuchsaufbaus am Versuchszahn

3.5. Versuche zum Vergleich zwischen alter Elektrode, neuer Elektrode und neuer Elektrode mit deaktivierter Aktivelektrode für abnehmende Dentindicken über der Pulpa

Nach dem Bau der Elektrode war es von entscheidender Bedeutung herauszufinden, ob die neue Abschirmtechnik überhaupt einen Einfluss auf das Messergebnis hat. Deshalb wurden die Messwerte der alten Elektrode sowie die der neuen Elektrode mit aktivierter und deaktivierter elektrischer Abschirmung miteinander verglichen.

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 15 zu sehen. Nach dem Fixieren des Zahns im Zylinder wurde eine Messuhr (Messauflösung $1\ \mu\text{m}$) über dem Zahn auf den höchsten Punkt des Zahns justiert und auf null gestellt. Der Zahn wurde horizontal und plan bis ins Dentin präpariert. Nun wurde die Höhe der entfernten Zahnhartsubstanz gemessen und notiert. Jetzt begann die eigentliche Messreihe mit der Messung des elektrischen Widerstands mittels der alten Messelektrode. Der Punkt des minimalen Widerstandes wurde aufgesucht und mittels Bleistift markiert. Der entsprechende Widerstandswert in $\text{k}\Omega$ wurde notiert. An der markierten Stelle wurde nun auch eine Messung mit der neuen Elektrode mit aktivierter und deaktivierter elektrischer Abschirmung durchgeführt und der entsprechende Messwert notiert.

Dieser Ablauf wurde in mehreren Schritten wiederholt, bis die Pulpa punktförmig eröffnet wurde. Von den nun bekannten Abtragswerten kann im Nachhinein die Zahnhartsubstanzdicke über der Pulpa berechnet und den jeweiligen Widerstandsmesswerten zugeordnet werden.

An dieser Stelle muss herausgestellt werden, dass eine Messung mit der neuen Elektrode zu diesem Zeitpunkt nur mit Kunststoffmanschette möglich war.



Abb. 15 Bild des Versuchsaufbaus beim Messen des horizontalen Zahnhartsubstanzabtrages

Tab. 1 zeigt exemplarisch eine Messreihe.

Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Strom für Abschirmelektrode in μA
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	Neue Elektrode
2,2	184	250	2,1
	260	230	2,0
	188	176	2,7
Ø	210	218	2,27
0,8	35	45	5,7
	32	50	6,4
	34	47	5,2
Ø	33	47	5,77
0	14,8	14,8	

Tab. 2 Exemplarische Messreihe von 3.5

Für jede Dentindicke wurden jeweils drei Widerstandsmessungen durchgeführt. Durchschnittswerte wurden abgerundet angegeben.

3.6 Versuch zum Vergleich der Messwerte beim Annähern an die Dentinoberfläche mit der alten und neuen Elektrode

Um die angestrebte Verbesserung der neuen Elektrode gegenüber der alten Elektrode hinsichtlich des Messverhaltens beim Annähern an die Dentin Oberfläche überprüfen zu können, wurde der in 3.5 beschriebene Versuchsaufbau leicht abgeändert. Der Zahn wurde auf die gleiche Weise im Zylinder fixiert. Die Präparation erfolgte auch auf dieselbe Weise.

Um das Verhalten beim Annähern der Elektroden jedoch reproduzierbar messen zu können wurde eine spezielle Hilfsapparatur hergestellt (Abb.16).

Nach dem horizontalen Abtragen der Zahnhartsubstanz wurde der Punkt des geringsten Widerstandes auf der Dentinoberfläche aufgesucht und mit einem Bleistift markiert. Dann wurde der Zylinder, wie in Abb. 15 gezeigt, unter den Arm der Hilfsapparatur gestellt. Am Ende des Arms wird die jeweilige Elektrode befestigt und auf den markierten Punkt ausgerichtet. Auch die Messuhr für den Abstand wird hier eingeschraubt. Der Arm selbst ist an der anderen Seite mit einem Scharnier ausgestattet und deshalb beweglich. Über die Stützschaube, die auf dem Rand des Zylinders positioniert wird, kann der gesamte Arm mit der Elektrode und Messuhr sehr fein nach oben und unten gefahren werden. Damit die Elektrode eine möglichst senkrechte Bewegung in Richtung des Dentins durchführt, wurde die Länge des Arms möglichst groß (ca. 45 cm) gewählt.

Mit der alten Elektrode sowie der neuen wurden jeweils zwei verschiedene Messreihen durchgeführt. Es wurde stets mit der alten Messelektrode begonnen. Zu Beginn der ersten Messreihe hatte die Elektrode vollen Kontakt zum Dentin und die Dentinoberfläche war mit physiologischer Kochsalzlösung benetzt. Dann wurde die Messuhr in dieser Position des Arms auf null gestellt.

Die erste Messreihe dokumentiert die Messwerte für den Widerstand bei der Bewegung der Elektrode vom Zahn weg. Der erste Messwert wurde beim Abstand von 0 μm notiert. Dann wurde der Arm mittels der Stützschaube schrittweise um 50 μm angehoben und der daraus resultierende elektrische Widerstandswert notiert. Die Messung endete bei einem Abstand von 900 μm .

Die zweite Messreihe beschreibt nun das Verhalten der Messwerte der Elektrode bei der Bewegung zum Zahn hin. Die Messung begann hier bei einem Abstand von 1000 μm und endete bei 0 μm . Alle 50 μm wurde der elektrische Widerstandswert notiert.

Die Messung mit der neuen Elektrode erfolgte auf die gleiche Weise. Zu diesem Zeitpunkt war man immer noch auf eine Kunststoffmanschette angewiesen.

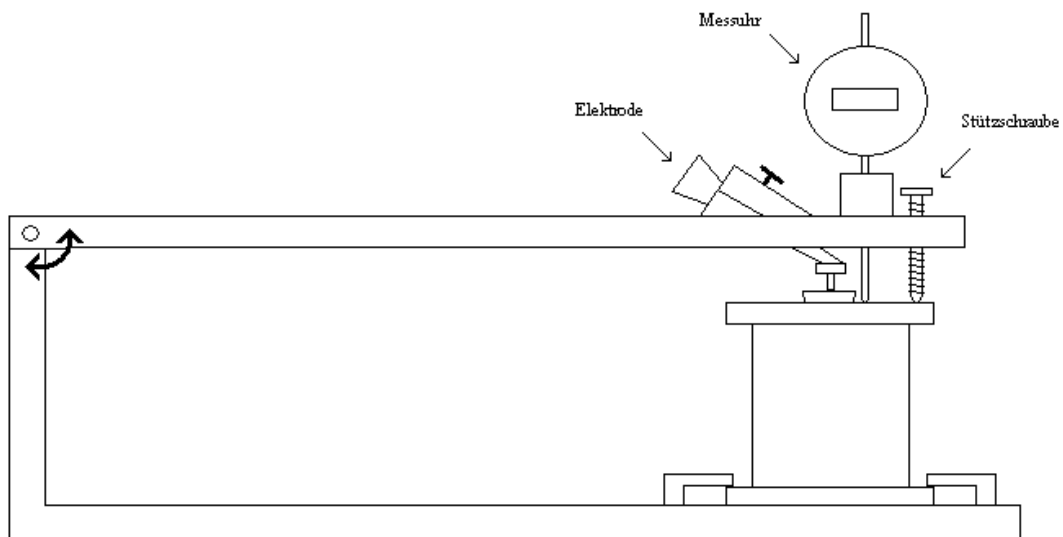


Abb. 16 Messapparatur zur Beobachtung des Verhaltens der Messwerte beim Annähern der alten und neuen Elektrode

3.7 Vergleich von alter Elektrode, neuer Elektrode mit Kunststoffmanschette und neuer Elektrode ohne Kunststoffmanschette

Nach der vorgenommenen Veränderung im Steuerungsschaltkreis der elektrischen Abschirmung, wie in Abschnitt 3.4.2 beschrieben, sollte der Abschirmungseffekt verstärkt sein. Um die Optimierung zu testen wurden die Messungen aus 3.6 wiederholt. Es wurden mit der alten Elektrode, der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette und der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette wie in 3.6 beschriebenen Messreihen durchgeführt. Neben den gemessenen Widerstandswerten bei der neuen Elektrode mit und ohne Kunststoffmanschette wurden auch die Ströme notiert, die durch die Abschirmelektrode geflossen sind.

3.8 Versuche mit neuer Elektrode und einer isolierenden Lackschicht um die Abschirmelektrode

Um den Strom, der die Abschirmelektrode seitlich verlässt, zu vermindern, wurde eine Lackschicht auf die Außenseite der Abschirmelektrode aufgebracht. Diese Isolationsschicht soll das Abfließen des Stroms nach außen minimieren. Abb. 17 und 18 zeigen die Modellvorstellung im Vergleich.

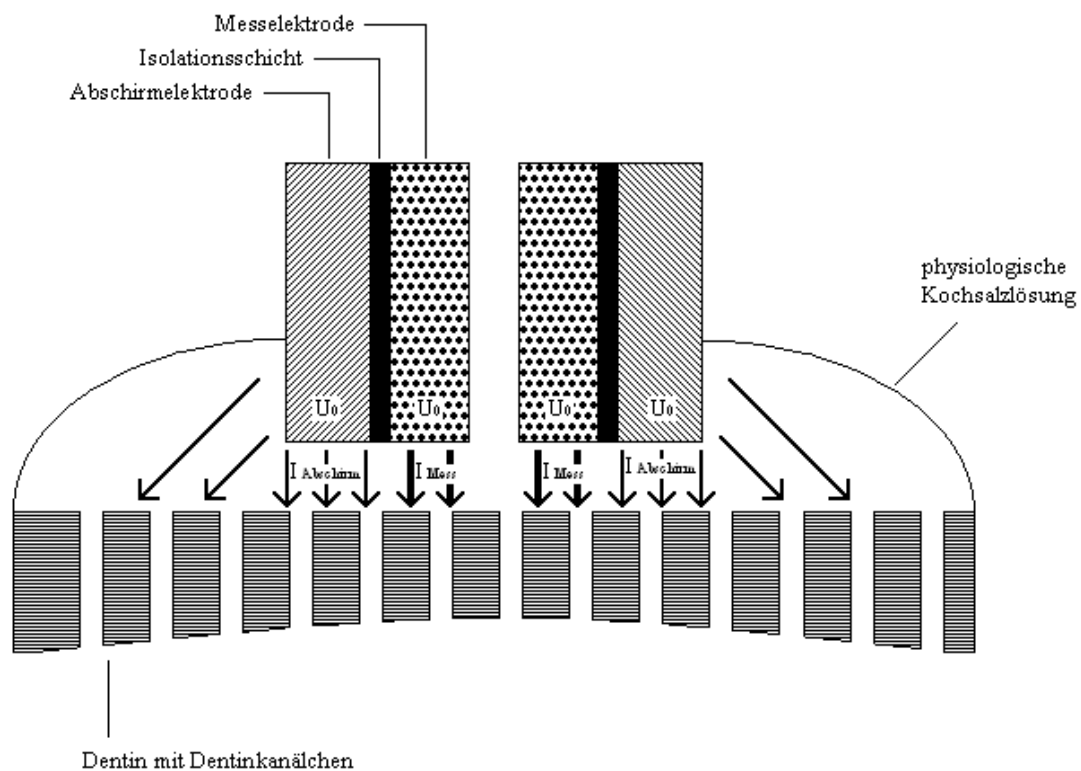


Abb.17 In dieser Grafik ist der neue Elektrodenkopf ohne eine zusätzliche Lackschicht auf der Außenfläche der Abschirmelektrode zu sehen. Sowohl an der Messelektrode als auch an der Abschirmelektrode stellt sich die Spannung U_0 ein. Die Potentialdifferenz ist ~ 0 . Es ist jedoch möglich, dass kleinste Ströme der Abschirmelektrode beim Kontakt mit der NaCl- Lösung durch die Kochsalzlösung nach außen abweichen. Diese abfließenden Ströme sind durch die seitlichen Pfeile gekennzeichnet. Die vertikalen Pfeile stellen den Stromfluss der

Messelektrode und den erwünschten Stromfluss der Abschirmelektrode da.

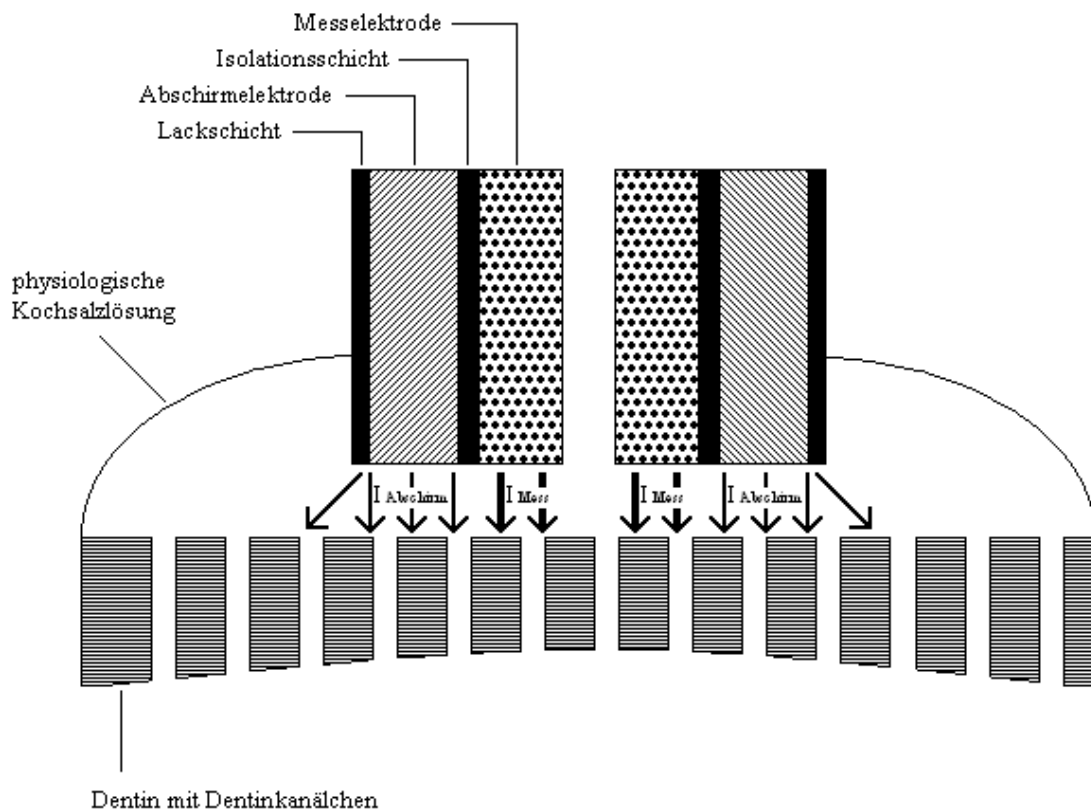


Abb. 18 Diese Grafik zeigt die neue Elektrode mit einer zusätzlichen Lackschicht auf der Außenseite der Abschirmelektrode. Die Lackschicht verhindert einen Kontakt zwischen der Außenfläche der Abschirmelektrode und der NaCl- Lösung. Wie man im Vergleich zu Abb. 17 sehen kann, soll die Lackschicht ein seitliches Abfließen des Stromes verhindern. Der Strom der Ableitelektrode fließt jetzt, wie auch der Strom der Messelektrode, nur aus der Stirnfläche der Elektrode.

Um das Messverhalten des neuen Elektrodenkopfs mit der Lackschicht zu untersuchen, wurde der Versuchsaufbau der Messmethode 3.5 verwendet. Es wurde jeweils nur eine Messung zum Zahn hin für die alte Elektrode und die neue Elektrode mit Lackschicht durchgeführt. Die jeweiligen Ströme zu jedem Messwert der neuen Elektrode wurden ebenfalls notiert. Es war nicht möglich, den Effekt der Lackschicht zwischen der neuen Elektrode mit und ohne Lackschicht zu vergleichen, da nur ein Elektrodenkopf

vorhanden war und das Entfernen und erneute Aufbringen der Lackschicht zwischen den einzelnen Messschritten natürlich nicht möglich war.

In Abb. 19 wird die Elektrode vor der Steigerung des Abschirmstroms gezeigt. Ohne eine zusätzliche Kunststoffmanschette, die die Elektrode und das Dentin nach außen begrenzt und isoliert, war eine Messung nicht möglich, da der Messstrom durch die NaCl- Lösung in alle Richtungen entweichen konnte.

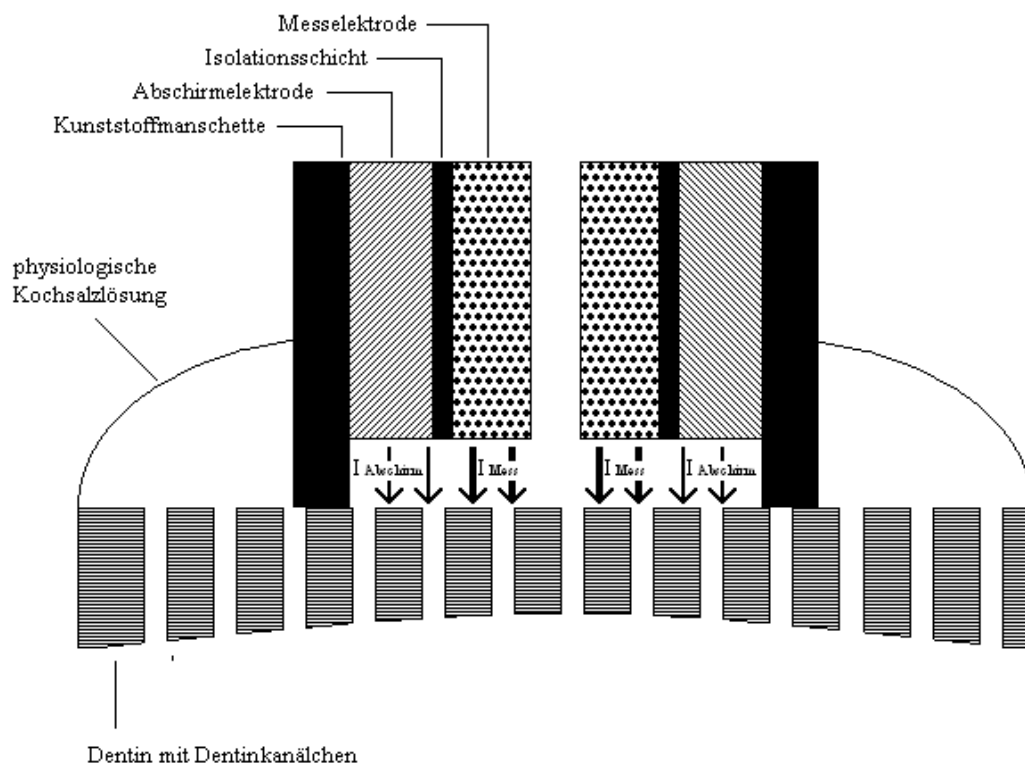


Abb. 19 Die Grafik zeigt die neue Messelektrode vor der Optimierung des Schaltkreises der Abschirmelektrode mit der für eine Messung relevanten Kunststoffmanschette

3.9 Versuche zum Vergleich des Messverhaltens der alten und neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette bei einer bestimmten Dentindicke über der Pulpa

Durch die vorgenommene Veränderung im Steuerungsschaltkreis der elektrischen Abschirmung musste auch die Messmethode von Abschnitt 3.5 wiederholt werden. Hier wurde nun das Messverhalten nach entsprechendem Messverfahren (3.5) der alten Elektrode und der Neuen ohne Kunststoffmanschette miteinander verglichen.

4. Ergebnisse

In den in Abschnitt 3 beschriebenen Verfahren sind zum Teil zwei Messreihen an einem Zahn durchgeführt worden. Da die Anzahl der für die Untersuchung geeigneten Zähne begrenzt war, wurden möglichst viele Daten gleichzeitig gewonnen.

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse aus den Versuchen von Abschnitt 3 dargestellt.

4.1 Ergebnisse von 3.5: Vergleich der alten und neuen Elektrode bei der Bestimmung der Dentindicke

Der unter 3.5 beschriebene Versuchsaufbau hat das Ziel, einen Einfluss der Abschirmelektrode auf das Messergebnis zu prüfen.

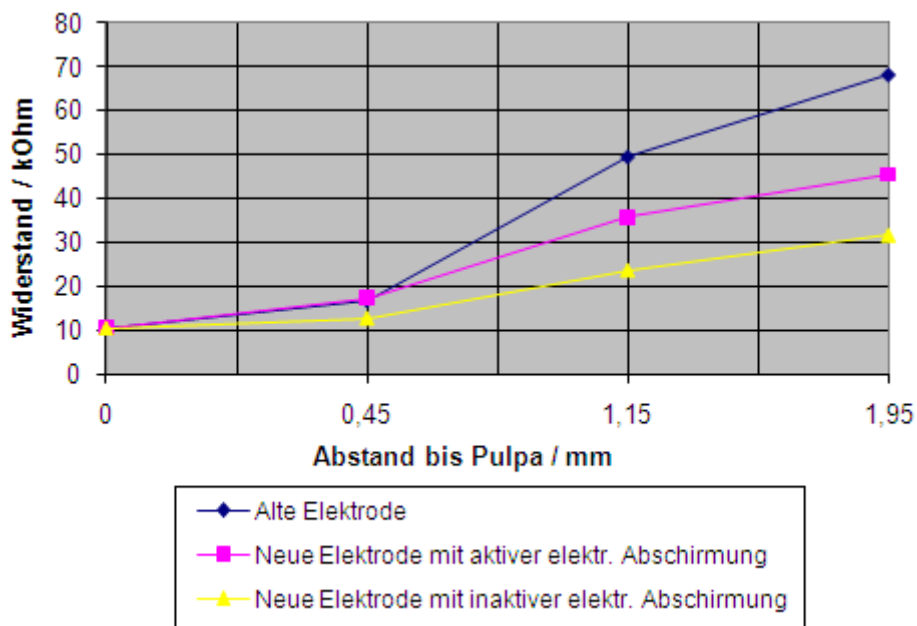


Abb. 20 Gegenüberstellung der gemessenen Widerstandswerte bei Verwendung der alten sowie der neuen Elektrode mit eingeschalteter und abgeschalteter Abschirmelektrode für abnehmende Dentindicken.

Es handelt sich um den Messversuch vom 19.9.2007 (Nr.2)

Abszisse: Dentindicke über dem Pulpahorn in mm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

In Abb. 20 werden graphisch das Verhalten der alten und neuen Elektrode mit aktiver und inaktiver Abschirmelektrode exemplarisch gegenübergestellt.

Der Effekt der elektrischen Abschirmung ist ebenfalls erkennbar. Der Wert der neuen Elektrode fällt bei inaktiver Abschirmelektrode ab. Bewegt man die neue Elektrode mit inaktiver elektrischer Abschirmung über den Zahn, so bleibt der Messwert annähernd gleich. Dies bedeutet, dass die neue Elektrode ohne ihre Abschirmelektrode keine aussagekräftige Dentindicke über der Pulpa messen kann.

Als zusätzlicher Parameter wurde zu jedem Messwert der neuen Elektrode im Versuch 3.5 der Strom notiert, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist.

In diesem Versuch wird schrittweise Zahnhartsubstanz okklusal abgetragen und bei jeder Abtragsstufe eine Messung mit der alten und neuen Elektrode durchgeführt. Damit ist es möglich, das eigentliche Messverhalten der beiden Elektroden bei einer Präparation zu vergleichen.

Abb. 20 zeigt exemplarisch eine Messreihe, die mit der alten und der neuen Elektrode angefertigt wurde. An dem Punkt des minimalen elektrischen Widerstandes auf der Dentinoberfläche wurden bei jeder Dentinabtragsstufe 3 Messwerte für die alte und für die neue Elektrode aufgenommen. Dann wurde aus diesen 3 Messwerten der Mittelwert errechnet. Die errechneten Mittelwerte sind die Grundlage der in Abb. 21 gezeigten Grafen aller Messreihen der alten Elektrode.

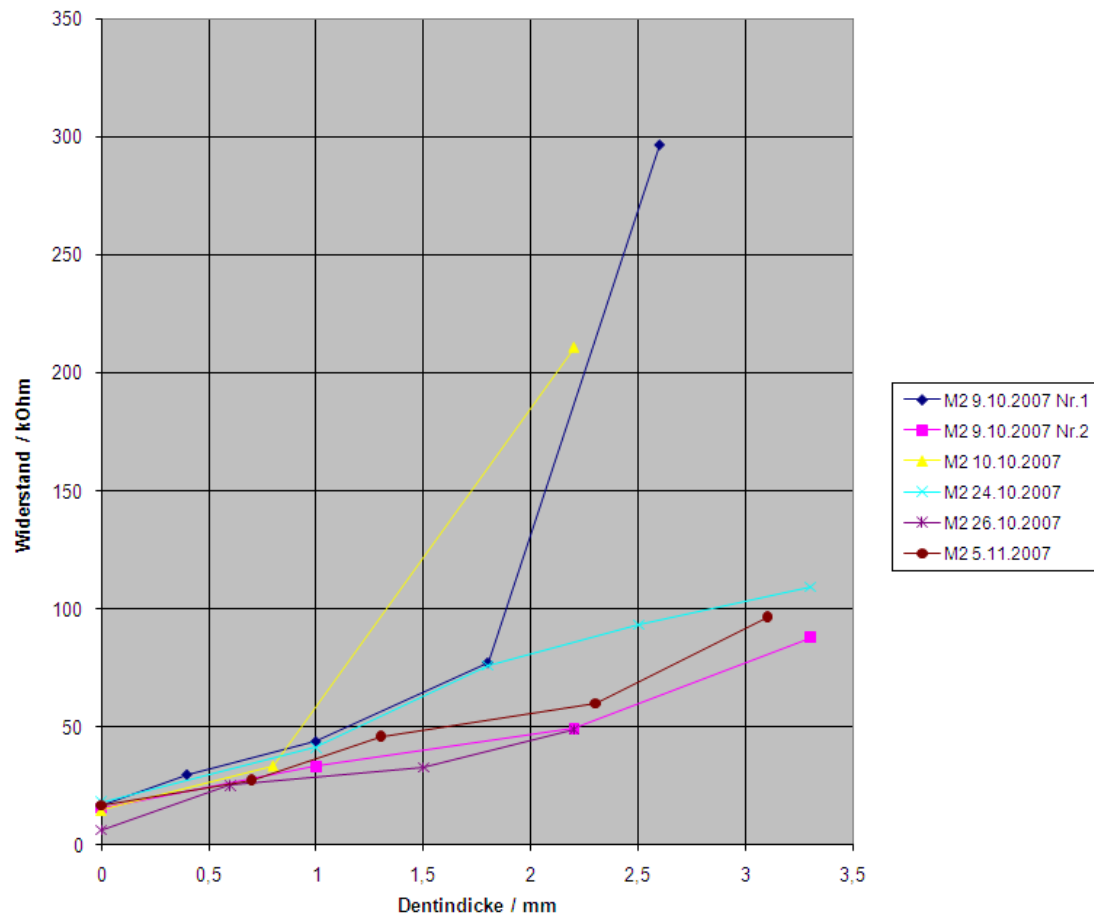


Abb. 21 Widerstandsabnahme bei abnehmender Dentindicke, gemessen mit der alten Elektrode.

Abszisse: Dentindicke über dem Pulpahorn in mm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Abb. 22 zeigt die Messreihen der neuen Elektrode in einem Diagramm. Die einzelnen Messkurven variieren bei Dentindicken >1 mm über der Pulpa. In den Abständen <1 mm zur Pulpa ist der Verlauf ähnlich.

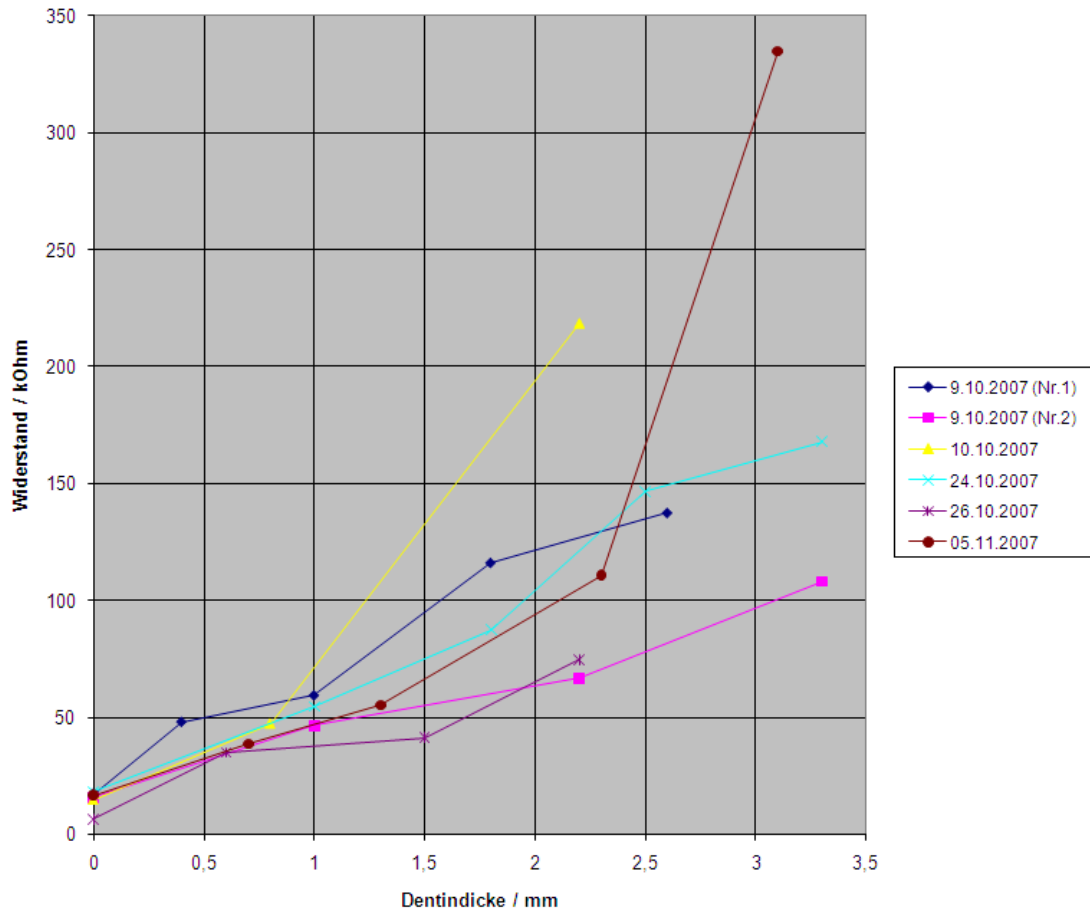


Abb. 22 Widerstandsabnahme bei abnehmender Dentindicke, gemessen mit der neuen Elektrode mit eingeschalteter Abschirmelektrode und Kunststoffmanschette.

Abszisse: Dentindicke über dem Pulpahorn in mm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Abb. 23 zeigt den Strom in μA , der während der in Abb. 22 gezeigten Messreihen durch die Abschirmelektrode geflossen ist.

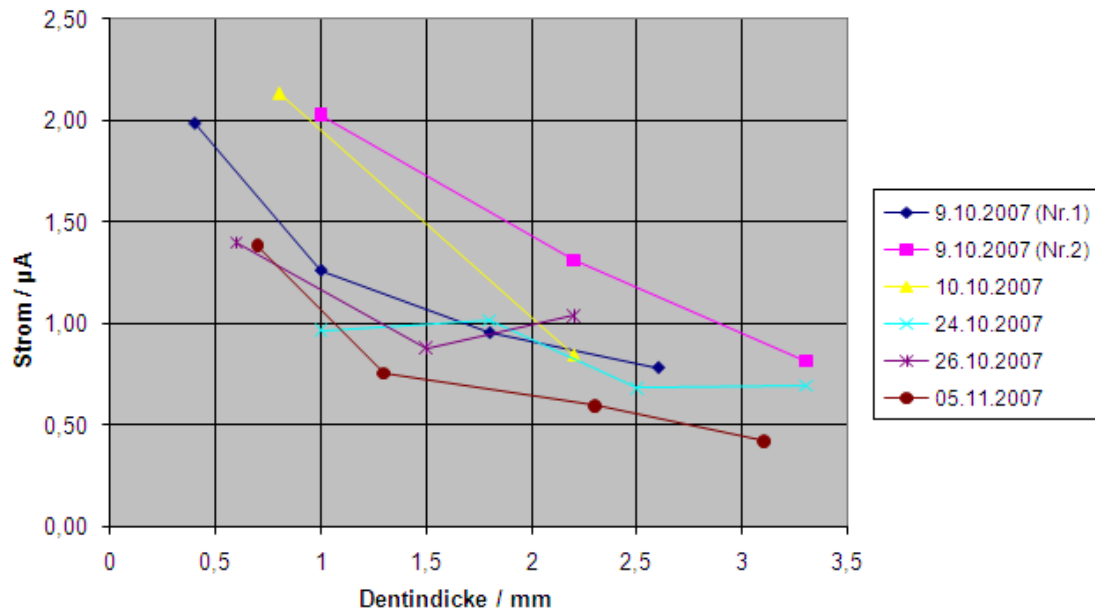


Abb. 23 Stromfluss durch die Abschirmelektrode während den Messreihen der Abb.22 mit der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette.
 Abszisse: Dentindicke über der Pulpa am jeweiligen Messpunkt in mm
 Ordinate: Stromfluss durch die Abschirmelektrode

Der höchste in diesem Messversuch registrierte Wert des Stromflusses, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, liegt bei $2,14 \mu\text{A}$ und der Kleinste bei $0,42 \mu\text{A}$.

4.2 Ergebnisse von 3.6: Versuch zum Vergleich der Messwerte beim Annähern an die Dentinoberfläche mit der alten und neuen Elektrode

In Abschnitt 3.6 wurde der Versuchsaufbau beschrieben, der sich mit dem Kernziel der neu konstruierten Elektrode befasst. Das Verhalten der alten Elektrode (Abb. 24) beim Annähern an die Dentinoberfläche stellt für den ungeübten Behandler ein Problem dar.

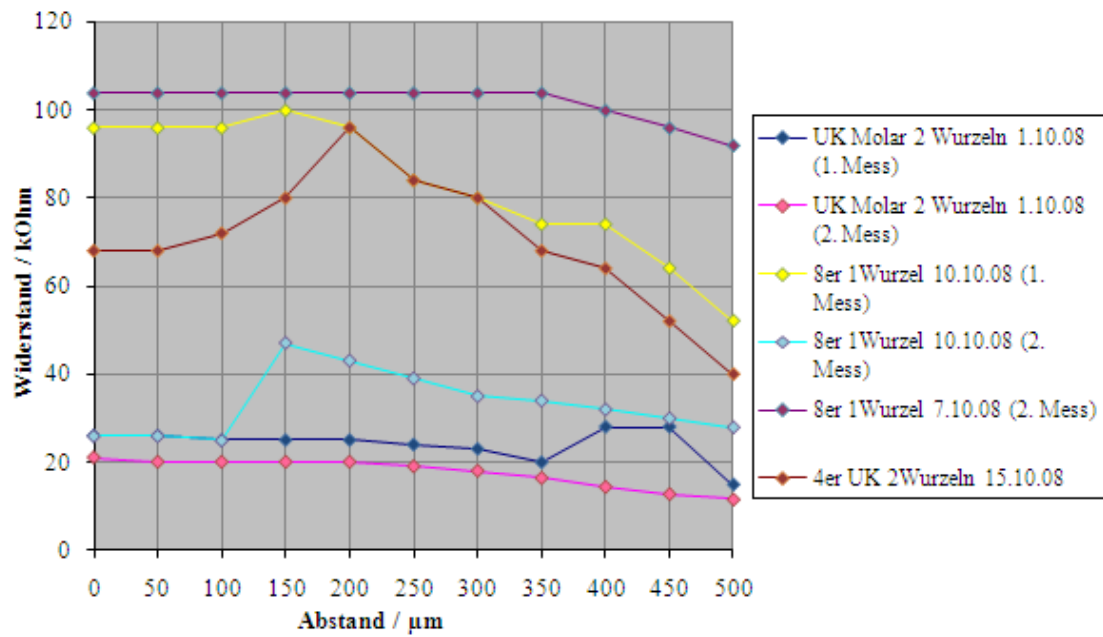


Abb.24 Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der alten Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode)

Abszisse: Abstand von der Dentinoberfläche in μm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Es ist erkennbar, dass die alte Elektrode von einem kleineren Widerstandswert auf den tatsächlichen Endwert, der sich bei den Messstellen in einigen Fällen erst bei Abständen unter 200 μm einstellt, ansteigt.

Abb. 25 zeigt das Messverhalten der neuen Elektrode.

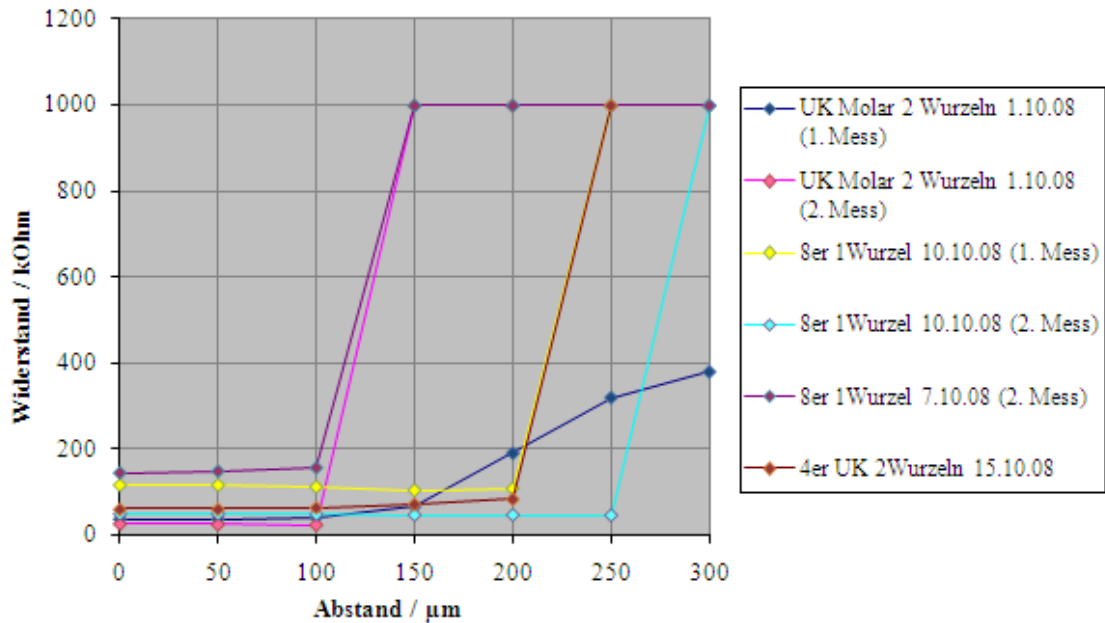


Abb. 25 Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode)
 Abszisse: Abstand von der Dentinoberfläche in μm
 Ordinate: Registrierter Widerstandswert in $\text{k}\Omega$. Widerstandswerte über $1000 \text{ k}\Omega$ konnten nicht angegeben werden, da bei $1 \text{ M}\Omega$ der Messbereich des AC-Ohmmeters überschritten wurde.

Die Messwerte zeigen ein eindeutiges Verhalten der neuen Elektrode. Mit Ausnahme der blauen Messreihe gibt die neue Elektrode so lange einen nicht messbar großen Widerstandswert an, bis sie im Bereich von $250\text{--}100 \mu\text{m}$ Abstand spontan auf einen stabilen kleinen Wert abfällt, der dann bis zum Kontakt mit der Dentinoberfläche annähernd gleich bleibt.

Die blaue Messreihe fällt nicht spontan von einem unendlich großen Widerstandswert auf einen exakten Endwert ab, sondern nähert sich von einem großen Widerstandswert dem kleinen Endwert an, den sie bei einem Abstand von $10 \mu\text{m}$ erreicht.

Der Versuch 3.6 beinhaltet auch das Messverhalten der alten und neuen Elektrode bei der Bewegung vom Zahn weg. Diese Messreihen lieferten keine neuen Erkenntnisse und widersprechen auch nicht den oben genannten Ergebnissen. Die Messreihen dieses Versuchs sind daher nicht in diese Dissertation aufgenommen worden.

4.3 Ergebnisse von 3.7: Vergleich von alter Elektrode, neuer Elektrode mit Kunststoffmanschette und neuer Elektrode ohne Kunststoffmanschette

Auf Grund einer Optimierung im Schaltkreis der Abschirmelektrode sollte mit Messversuch 3.7 geprüft werden, ob eine korrekte Messung mit der neuen Elektrode auch ohne die zusätzliche Kunststoffmanschette möglich ist.

Vor der Optimierung des Schaltkreises war es unmöglich, eine aussagekräftige Messung ohne die Kunststoffmanschette durchzuführen.

Da nur ein Steuerungsschaltkreis für die neue Elektrode vorhanden war, war es nicht möglich, die neue Elektrode ohne die Optimierung mit der neuen Elektrode mit optimiertem Schaltkreis zu vergleichen. Die folgenden Abb. (26, 27, 28) zeigen das Messverhalten der alten und der neuen Elektrode mit und ohne Kunststoffmanschette.

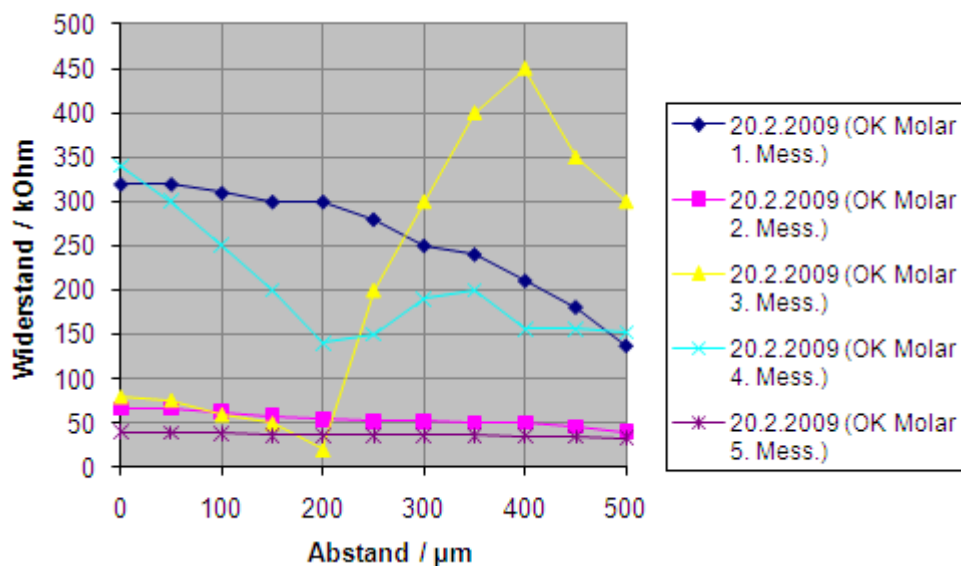


Abb. 26 Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der alten Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode)

Abszisse: Abstand von der Dentinoberfläche in μm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Abb. 26 bestätigt das in 4.2 erhaltene Ergebnis. Alle Messreihen orientieren sich von einem kleineren Widerstandswert auf den tatsächlichen Endwert. Auch die gelbe Messreihe fällt bei einem Abstand von 200 μm auf einen Wert von 20 kOhm ab und steigt dann kontinuierlich auf den Endwert der Messreihe von 80 kOhm an.

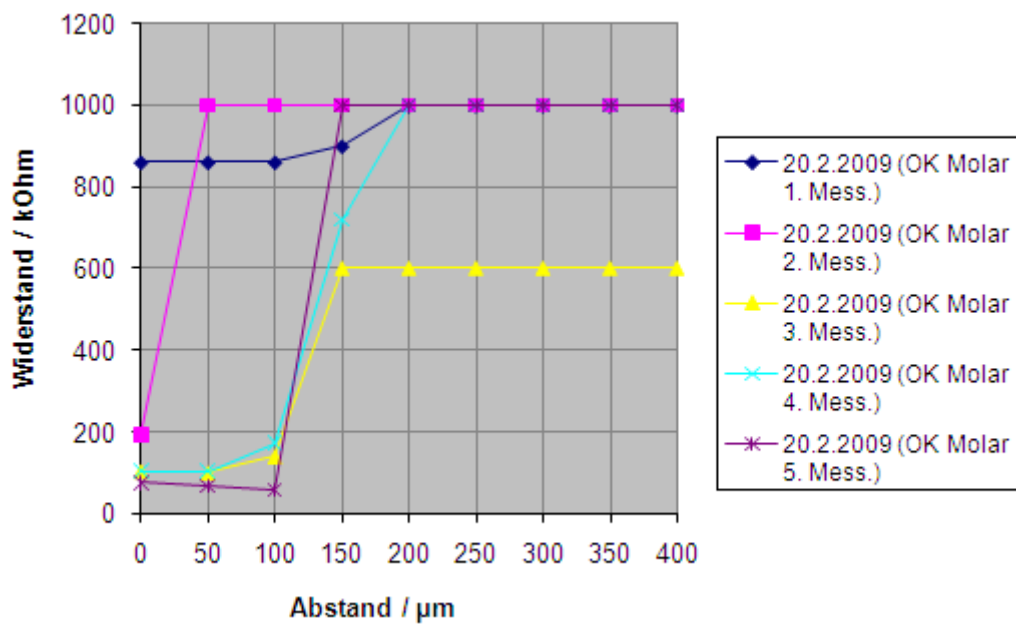


Abb. 27 Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette (eingeschalteter optimierter Schaltkreis zur Ansteuerung der Abschirmelektrode) zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode)

Abszisse: Abstand von der Dentinoberfläche in μm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Das Messverhalten der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette nach der Optimierung des Schaltkreises deckt sich mit dem Ergebnis von Abschnitt 4.2. Bis zum Abstand von 200 μm sind die Widerstandswerte mit Ausnahme der gelben Messreihe nicht messbar groß ($< 1000 \text{ kOhm}$). Daraufhin fallen sie spontan auf einen kleineren Messwert ab, der dem eigentlichen Endwert nahezu entspricht. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung zwischen dem ersten Reaktionswert und dem Endwert der Messung beim Abstand von 0 μm liegt bei den gezeigten Messreihen bei 20,98 %. Als Reaktionswert wird der erste Messwert bezeichnet, der innerhalb des Anzeigebereiches des AC-Ohmmeters lag.

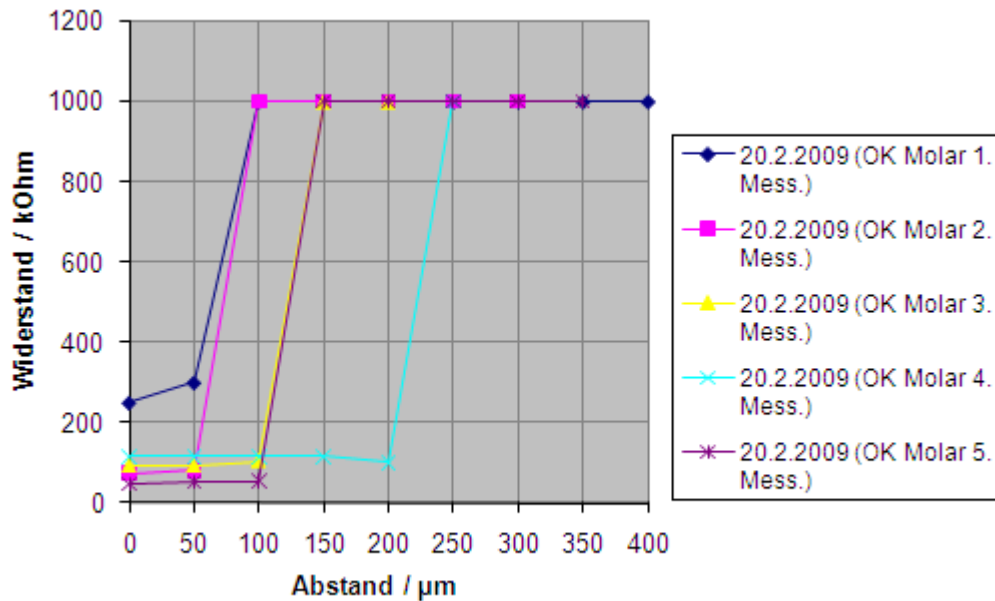


Abb. 28 Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette (eingeschalteter optimierter Schaltkreis zur Ansteuerung der Abschirmelektrode) zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode)

Abszisse: Abstand von der Dentinoberfläche in μm

Ordinate: Registrierter Widerstandswert in kOhm

Wenn man die Abb. 27 und 28 miteinander vergleicht, ist das Verhalten der Elektroden nahezu identisch. Der grafische Verlauf der Messreihen entspricht dem Verhalten der neuen Elektrode vor der Optimierung des Steuerungsschaltkreises.

Das grundsätzliche Messverhalten der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette nach der Optimierung des Schaltkreises deckt sich auch hier mit dem Ergebnis aus Abschnitt 4.2.

Bis zum Abstand von 250 μm liegen erneut alle Messwerte außerhalb des Messbereiches des AC-Ohmmeters. Danach fallen sie auf einen kleinen elektrischen Widerstandswert ab, der dem Endwert bei 0 μm Abstand nahezu entspricht. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung des Reaktionswertes zum Endwert liegt hier bei etwa 8 %.

Abb. 29 zeigt den Stromfluss der Abschirmelektrode während den Messreihen der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette.

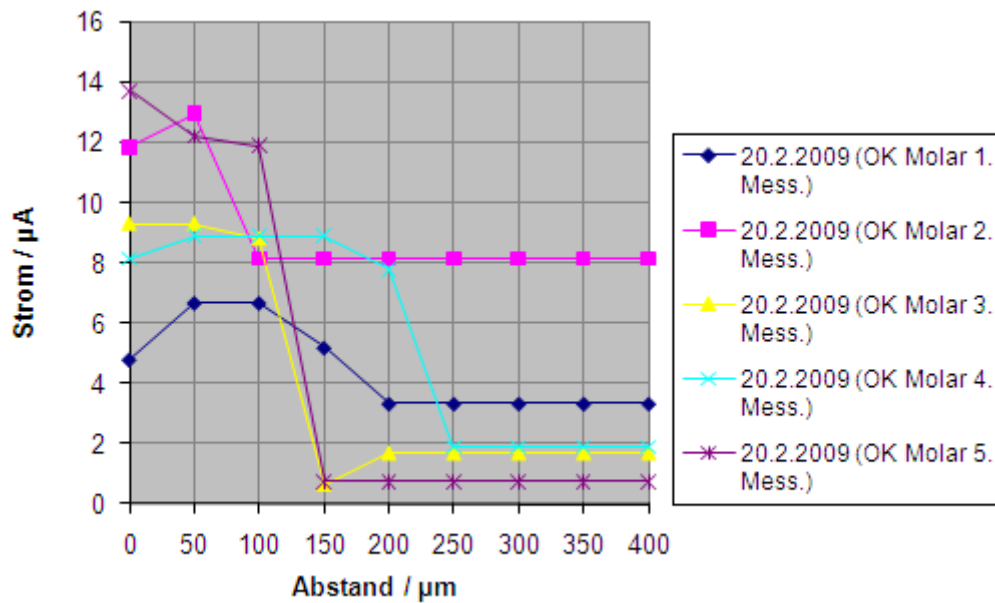


Abb. 29 Stromfluss durch die Abschirmelektrode während den Messreihen der Abb. 28 mit der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette.

Abszisse: Dentindicke über der Pulpa am jeweiligen Messpunkt in mm

Ordinate: Stromfluss durch die Abschirmelektrode

Der höchste in diesem Messversuch registrierte Wert des Stromflusses, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, liegt bei 13,70 μA und der kleinste bei 0,75 μA . Diese Werte sind deutlich größer als die der Abb. 23.

4.4 Ergebnisse von 3.8: Versuche mit neuer Elektrode und einer isolierenden Lackschicht um die Abschirmelektrode

In Abschnitt 3.8 soll der Einfluss einer auf die Außenfläche der Abschirmelektrode aufgetragenen Lackschicht untersucht werden. Die Modellvorstellung ist im Abschnitt 3.8 beschrieben. Abb. 30 zeigt graphisch die Messreihen der neuen Elektrode.

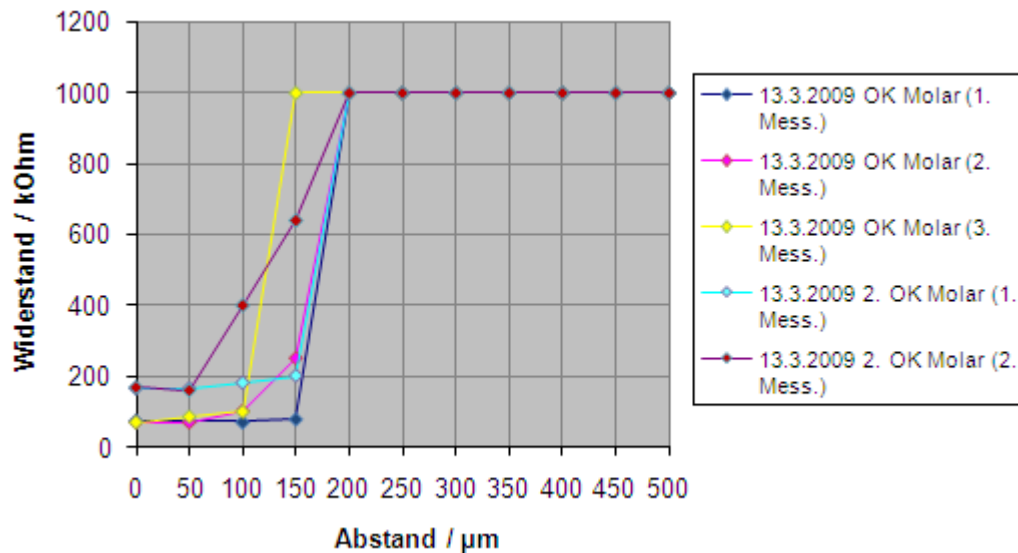


Abb. 30 Graphische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode mit der neuen Lackschicht.

Die parallel angefertigten Messreihen der alten Elektrode werden an dieser Stelle nicht gezeigt, da die Bedingungen für die Messungen mit der alten Elektrode den gleichen entsprechen wie in Abschnitt 3.6 und 3.7. Die Messreihen können im Anhang nachgelesen werden.

Wie auch in Abschnitt 3.7 wurde der Strom, der während der Messreihen durch die Abschirmelektrode fließt, notiert. Das Ergebnis ist in Abb. 31 dargestellt.

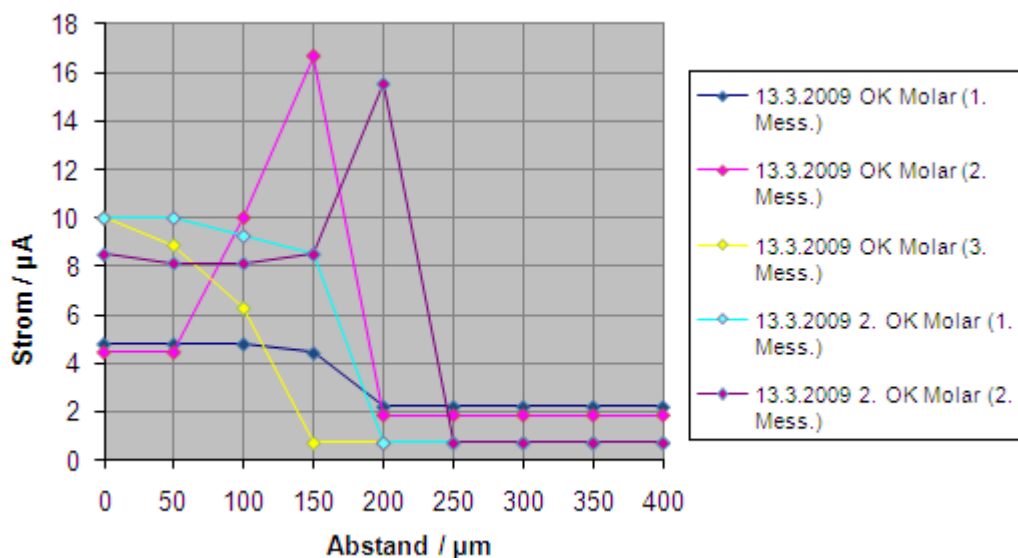


Abb. 31 Graphische Darstellung des Stromflusses in den Messreihen der Abschirmelektrode mit der neuen Lackschicht.

Der höchste in diesem Messversuch registrierte Wert des Stromflusses, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, liegt bei 16,67 μA und der kleinste bei 0,74 μA .

4.5 Ergebnisse von 3.9: Versuche zum Vergleich des Messverhaltens der alten und neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette bei bestimmter Dentindicke über der Pulpa

Bei diesem Messversuch handelt es sich um den gleichen Versuchsaufbau und -ablauf, der auch in Abschnitt 3.5 verwendet wurde. Durch die Optimierung des elektrischen Schaltkreises der Abschirmelektrode war es notwendig, diesen Versuch unter den neuen Gegebenheiten zu wiederholen. Es wurden insgesamt 11 Messreihen durchgeführt.

In Abb. 32 sind die Ergebnisse der Messreihen der alten Elektrode in einem Diagramm dargestellt.

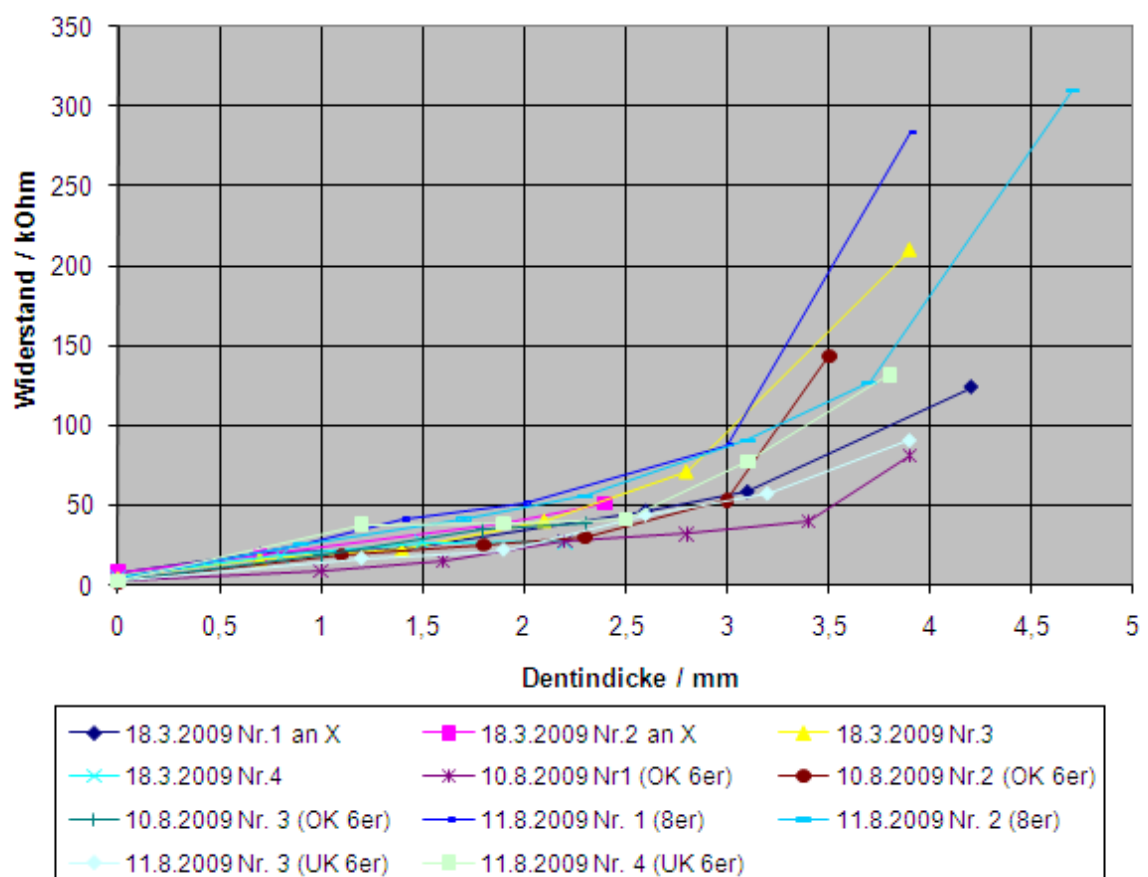


Abb. 32 Messreihen der alten Elektrode in einem Diagramm und bei einer einheitlichen Skalierung.

In Abb. 33 sind die Ergebnisse der Messreihen der neuen Elektrode in einem Diagramm dargestellt.

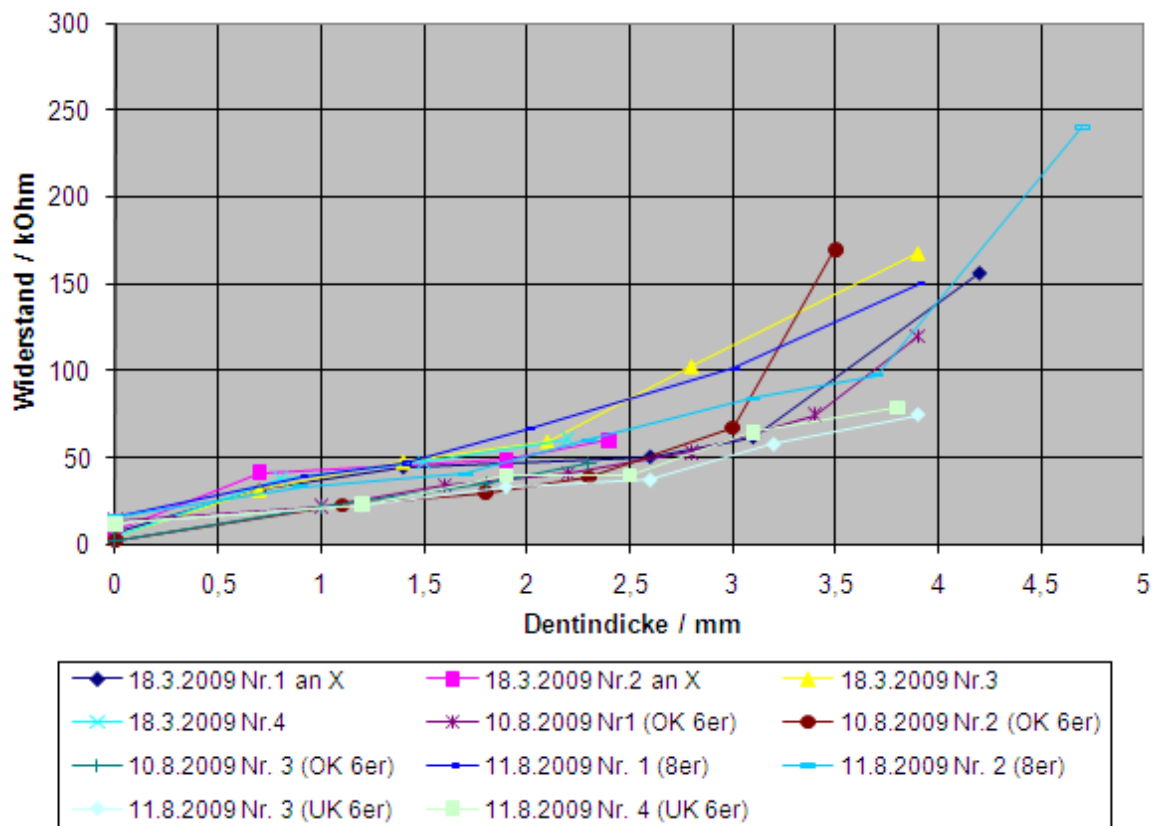


Abb. 33 Messreihen der neuen Elektrode in einem Diagramm und bei einer einheitlichen Skalierung.

Bei jeder Messreihe wurde parallel mit der alten und der neuen Elektrode am selben Zahn und an denselben Messpunkten gemessen und die entsprechenden Messwerte erhoben. Abb. 34 zeigt exemplarisch das Ergebnis einer Messreihe aus dem Versuch 3.9.

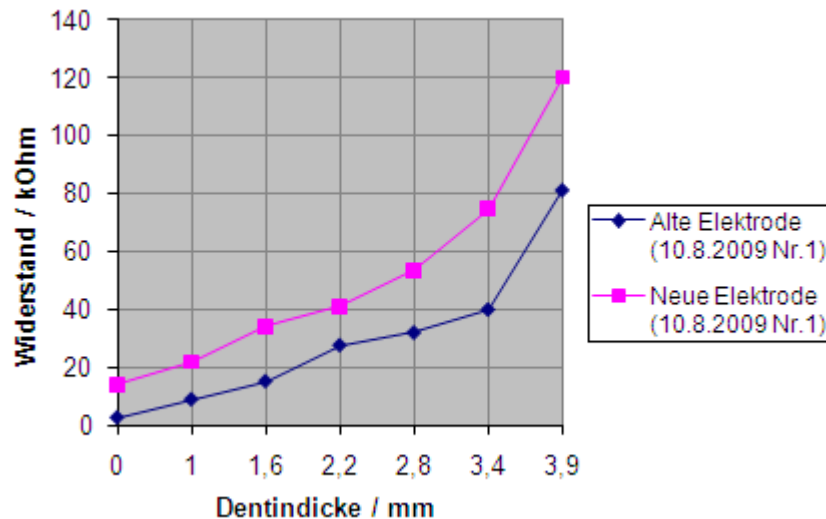


Abb. 34 Exemplarische Darstellung einer Messreihe aus dem Messversuch 3.9.

Zu jedem Messwert der neuen Elektrode wurde auch der entsprechende Stromfluss, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, notiert. In Abb. 35 ist das Ergebnis dieser Aufzeichnungen graphisch dargestellt.

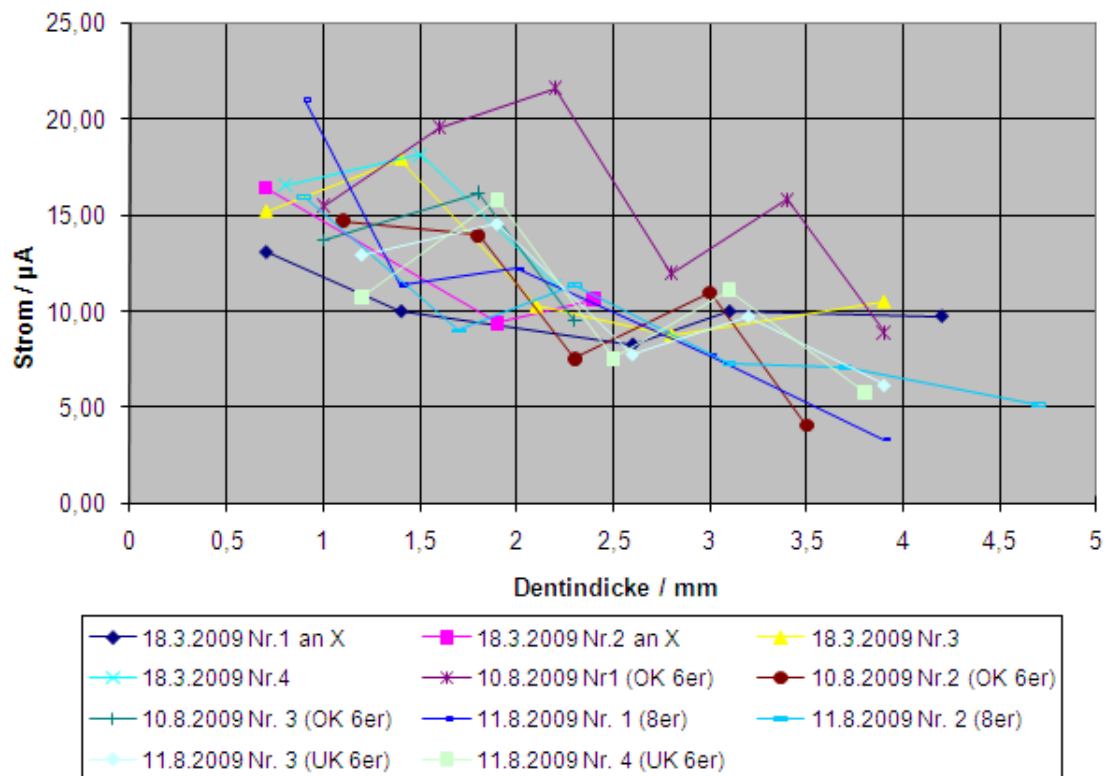


Abb. 35 Graphische Darstellung des Stromflusses durch die Abschirmelektrode aus Abschnitt 3.9, in Abhängigkeit von der Dentindicke.

Der höchste in diesem Messversuch registrierte Wert des Stromflusses, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, liegt bei 21,6 μA und der kleinste bei 3,33 μA .

5. Diskussion

In diesem Abschnitt soll zunächst erörtert werden, ob das eigentliche Versuchsziel erreicht wurde. Dies bestand darin, das Messverhalten der Elektrode beim Annähern an die Dentinoberfläche so zu optimieren, dass keine kleineren Messwerte als der tatsächliche Messwert angezeigt werden, weil sie den ungeübten Behandler irritieren könnten.

Des weitern soll erörtert werden, ob neben dem optimierten Messverhalten auch die praktische Anwendung während der Präparation möglich ist.

Da die neue Elektrode in mehreren Schritten entwickelt wurde, müssen die einzelnen Entwicklungsstufen betrachtet werden. Der mögliche Verzicht auf die Kunststoffmanschette ist hier hervorzuheben.

Außerdem sollen die Grenzen und die weiteren Möglichkeiten der Methodik, auch in Bezug auf eine Anwendung in vivo, erörtert werden. Deshalb müssen die Messergebnisse der alten und der neuen Elektrode genau verglichen werden.

5.1 Messverhalten der neuen Elektrode beim Annähern an die Dentinoberfläche

Um das Messverhalten der neuen Elektrode beurteilen zu können, ist die Voraussetzung, das genaue Messverhalten der alten Elektrode beim Annähern an die Dentinoberfläche zu kennen.

5.1.1 Messverhalten der alten Elektrode

In den Versuchen 3.6, 3.7 und 3.8 unterliegen die Messreihen mit der alten Elektrode denselben Gegebenheiten. Alle Parameter sind gleich, da in jedem Versuch die gleiche Elektrode ohne eine Veränderung benutzt wurde. Der Versuchsaufbau war ebenfalls bei jeder Messreihe identisch und im Versuchsablauf gab es keine Veränderungen. Daraus ergibt sich die Möglichkeit, alle Messreihen dieser Messversuche in einem Diagramm (Abb. 36) darzustellen.

Wie man in der Grafik erkennen kann, unterscheidet sich der Messreihenverlauf der einzelnen Messreihen untereinander. Dies bedeutet, dass das Messsystem während des Annäherns der alten Elektrode an die Dentinoberfläche kein typisches Verhalten aufweist.

Das Kernproblem der Messung mit der alten Elektrode ist jedoch die Anzeige von kleineren elektrischen Widerstandswerten, bevor sich der eigentliche Messwert beim Abstand von 0 μm einstellt. Dies kann den ungeübten Behandler, wie in der Problemstellung beschrieben, irritieren. Dieses Messverhalten ist in Abb. 36 zu erkennen.

Die gemessenen elektrischen Widerstände bei einem Abstand der Elektrode von der Dentinoberfläche von 0 μm entspricht dem eigentlichen, also dem tatsächlichen Widerstandswert bei einer bestimmten Dentindicke über der Pulpa. Wir nennen diesen Wert R_T .

Auf jeder Kurve der in Abb. 36 gezeigten Messreihen ist mindestens ein Messwert deutlich kleiner als der gemessene elektrische Widerstandswert bei 0 μm Abstand der gleichen Kurve. Auch die Messreihen vom 13.3.2009 (2. OK Molar 1. Mess.) und vom 10.10.2008 (8er 2. Mess.) sind keine Ausnahme. Abb. 36 gibt nur Messwerte bis zum Abstand von 600 μm an.

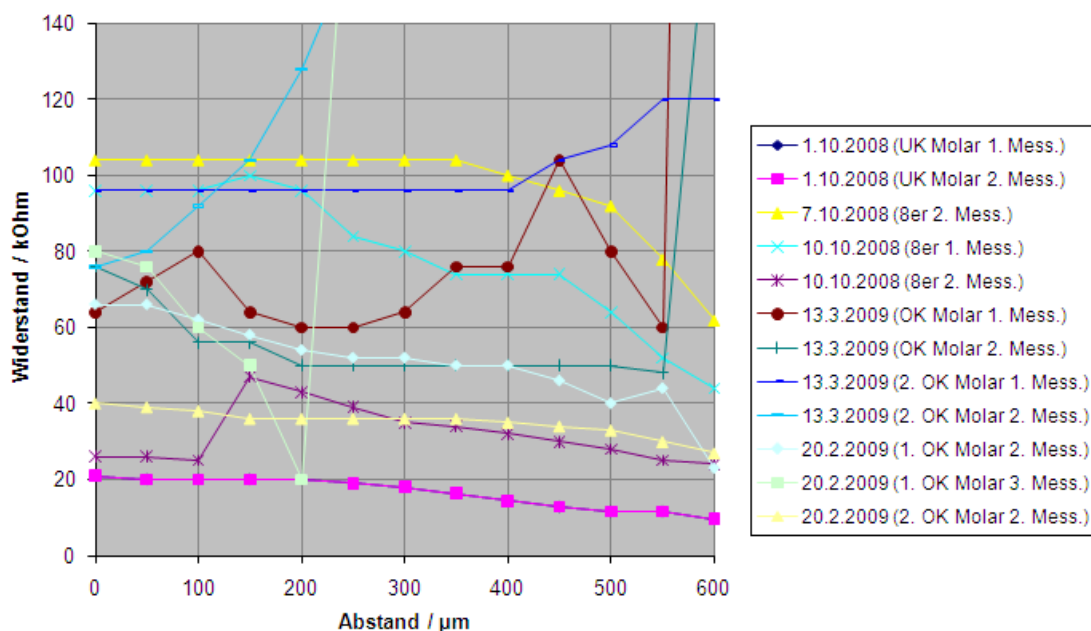


Abb. 36 Messreihen der alten Elektrode aus Versuch 3.6, 3.7 und 3.8 grafisch in einem Diagramm dargestellt.

Die Messreihen vom 20.2.2009 (1. OK Molar 1. Mess.) und vom 20.2.2009 (2. OK Molar 1. Mess.) sind auf Grund der Übersicht in Abb. 36 nicht angegeben. Der tatsächliche Messwert R_T liegt bei beiden Messreihen über 300 kOhm. Dies würde zu einer Verzerrung der Grafik führen. Die Messergebnisse dieser Messreihen sind im Anhang nachzulesen. Es ist zu beachten, dass auch bei diesen Messreihen zunächst ein kleinerer elektrischer Widerstandswert angegeben wird und R_T somit größer ist.

Die Angabe eines Messwertes $< R_T$ bei einem Abstand $> 0 \mu\text{m}$ ist für das Messverhalten der alten Elektrode typisch. In allen der in dieser Studie durchgeführten Messreihen wird dieses Messverhalten bestätigt. Ziel der Weiterentwicklung muss also eine Optimierung des Messverhaltens beim Annähern an die Dentinoberfläche sein.

5.1.2 Messverhalten der neuen Elektrode

Um das Messverhalten der neuen Elektrode bewerten zu können, können nicht alle Messreihen wie in Abschnitt 5.1.1 aus den Messversuchen 3.6, 3.7 und 3.8 in einem Diagramm zusammengefasst werden. Durch Veränderungen im Steuerungsschaltkreis der Abschirmelektrode in Versuch 3.7 oder einer zusätzlichen Lackschicht in Versuch 3.8 müssen die Messreihen der verschiedenen Messversuche der neuen Elektrode gesondert beurteilt werden.

5.1.2.1 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.6

In Abb. 37 sind graphisch die Messreihen der neuen Elektrode aus dem Versuch 3.6 dargestellt.

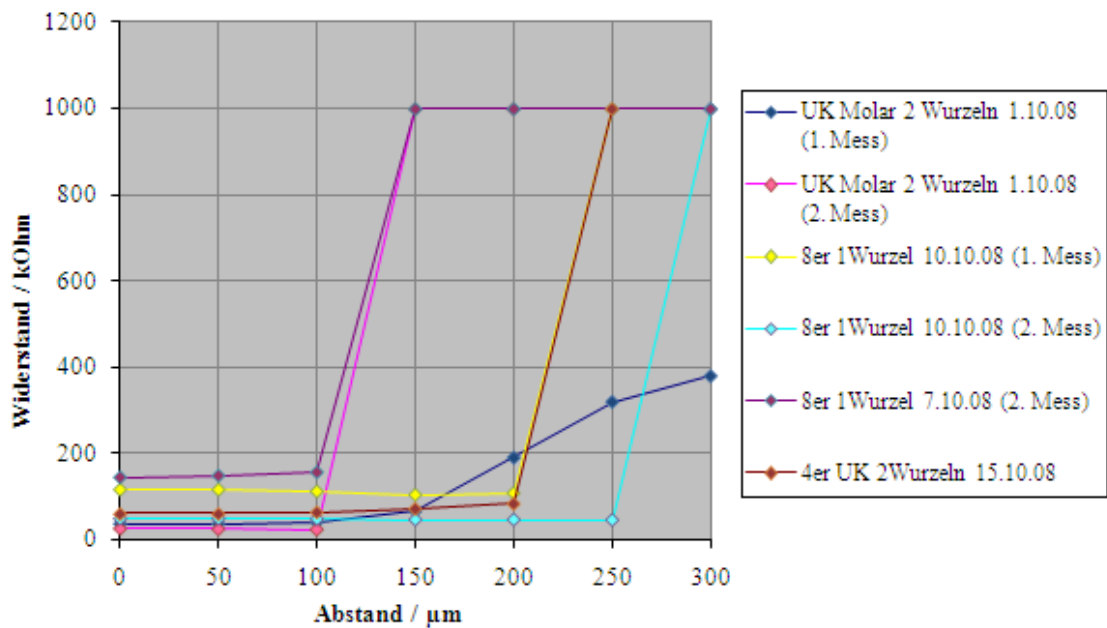


Abb. 37 Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode aus dem Versuch 3.6. Bewegung der neuen Elektrode zur Zahnoberfläche hin.

Der Verlauf der einzelnen Grafen ist ähnlich. Bis zu einem bestimmten Abstand zur Dentinoberfläche gibt die neue Messelektrode einen elektrischen Widerstand von mehr als 1000 kOhm an. Der Widerstandswert von 1000 kOhm ist mit einem elektrischen Widerstand von unendlich gleichzusetzen, da der Messbereich des Messgerätes nur bis 1000 kOhm reicht. Dies bedeutet, dass bei jedem Messwert von 1000 kOhm in den in Abb. 37 gezeigten Messreihen kein Strom fließt.

Mit Ausnahme der Messreihe vom 1.10.2008 (UK Molar 1. Mess.) fallen die Messreihen bei einem Abstand von 300 μm bis 150 μm auf einen kleinen elektrischen Widerstandswert ab. Bei diesem Messwert fließt zum ersten Mal ein Strom durch die Pulpa. Der Messwert selbst ist nicht viel größer als der tatsächliche Messwert beim Abstand von 0 μm (R_T).

Dieses Messverhalten lässt darauf schließen, dass bis zum ersten Kontakt zwischen Elektrode und Dentinoberfläche kein Strom fließt und der gemessene elektrische Widerstandswert unendlich ist. Wenn sich die Elektrode im Abstand von 300 μm bis 150 μm befindet und ein erster Kontakt zwischen Elektrode und Dentinoberfläche über die physiologische Kochsalzlösung hergestellt wird, fließt Strom. Dies führt zur Angabe eines elektrischen Widerstandwertes, der nur knapp über oder unter R_T liegt. Die durchschnittliche Abweichung vom Messwert des ersten Stromflusses zu R_T beträgt nur

14,09 %. Betrachtet man nur die durchschnittliche Abweichung der Messwerte, die kleiner R_T sind, so beträgt die Abweichung nur 7%.

Bei der Berechnung der Abweichung, wurde die Messreihe vom 1.10.2008 (UK Molar 1. Mess.) nicht beachtet, da sie im Vergleich aller Messergebnisse aus den Versuchen 3.6, 3.7 und 3.8 in Bezug auf das erläuterte Messverhalten der neuen Elektrode signifikant abweicht und damit nicht repräsentativ ist.

Dieses Messverhalten entspricht genau den Anforderungen, die an die neue Elektrode gestellt wurden. Die Messwerte orientieren sich von einem großen elektrischen Widerstandswert auf den exakten Endwert R_T . Dies bedeutet, dass während der gesamten Messung nie ein Messwert angezeigt wurde, der kleiner als R_T oder vernachlässigbar kleiner war.

Nicht nur die Orientierung der Messung von einem großen auf einen kleinen elektrischen Widerstandswert ist positiv, sondern auch die Tatsache, dass der erste Messwert beim ersten Stromfluss während der Messung mit einer Abweichung von maximal 14,09 % schon R_T entspricht.

Die Messreihe vom 1.10.2008 (UK Molar 1. Mess.) fällt nicht von einem unendlich großen Widerstandswert spontan auf einen kleinen Messwert ab. Die Messreihe widerspricht in diesem Punkt dem oben genannten Messverhalten der neuen Elektrode. Sie ist aber dennoch als positiv zu werten, da sich die Messwerte beim Annähern der Elektrode an die Dentinoberfläche von einem großen Widerstandswert dem tatsächlichen Messwert R_T annähern. Kein Messwert in dieser Messreihe ist kleiner als R_T .

Das Messverhalten ist nach diesem Versuch ausnahmslos gut. Jede Messreihe entspricht den Anforderungen der Fragestellung. In keiner der Messreihen wird beim Annähern der Elektrode an die Dentinoberfläche ein messungsrelevant kleinerer Widerstandswert als R_T angezeigt. Entsprechend kann der Behandler nicht durch zu kleine Messwerte irritiert werden.

5.1.2.2 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.7

Durch eine Optimierung im Schaltkreis der Abschirmelektrode sollte der Effekt der elektrischen Abschirmung verstärkt werden, mit dem Ziel, auf die isolierende Kunststoffmanschette zu verzichten.

Deshalb musste der Versuch 3.6 erneut durchgeführt werden. Neben der Messreihe der alten Elektrode wurde zusätzlich jeweils eine Messreihe der neuen Elektrode mit und ohne Kunststoffmanschette durchgeführt. Um also das Messverhalten der neuen Elektrode beurteilen zu können, muss zunächst das Messverhalten der neuen Elektrode mit und ohne Kunststoffmanschette mit einander verglichen werden.

Abb. 38 zeigt die grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette nach der Optimierung des Schaltkreises. Betrachtet man den Verlauf der Grafen der einzelnen Messreihen und vergleicht diese mit den Messreihen aus 3.6, so ist das Messverhalten ähnlich. Bei allen Messreihen bleibt der Messwert zunächst konstant auf einem hohen Widerstandswert, bis er spontan auf einen kleineren Wert abfällt. Mit Ausnahme der Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 3. Mess.) ist der gemessene elektrische Widerstand vor dem Abfall unendlich groß. Das Messverhalten der Elektrode nach dem spontanen Abfall des Messwertes zeigt nicht die Gleichmäßigkeit, wie dies im Versuch 3.6 der Fall ist. Die Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 2. Mess.) fällt direkt auf R_T ab, während die Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 5. Mess.) mit einer Abweichung von 18 kOhm auf den Wert von R_T abfällt. Dieses Verhalten stimmt mit dem Ergebnis von 3.6 überein.

Die Messreihen vom 20.2.2009 (OK Molar 3. Mess.) und 20.2.2009 (OK Molar 4. Mess.) fallen ebenfalls spontan auf einen kleineren elektrischen Widerstandswert ab, der allerdings deutlich größer ist als R_T . Danach nähern sich die Messwerte schrittweise R_T an. Die Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 1. Mess.) zeigt das gleiche Verhalten, erweist sich allerdings als eine fehlgeschlagene Messung, da der gemessene Endwert von $R_T = 860 \text{ kOhm}$ deutlich größer ist als der mit der alten Elektrode gemessene Wert von $R_T = 320 \text{ kOhm}$.

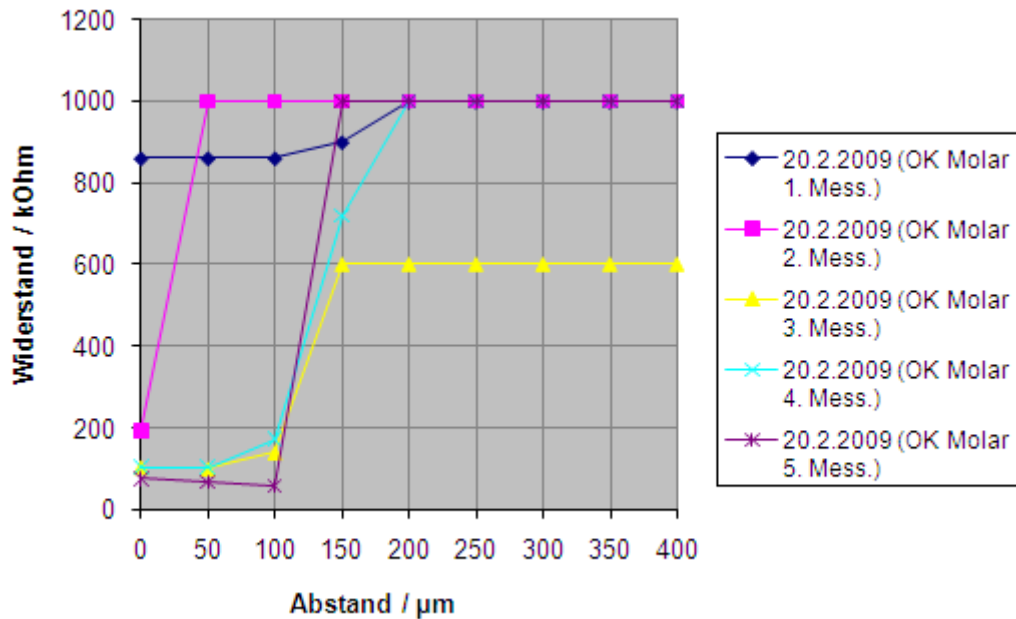


Abb. 38 Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode mit der zusätzlichen Kunststoffmanschette um die Abschirmelektrode.

Das Versuchsergebnis ist auch hier positiv, da kein Messwert angezeigt wird, der deutlich kleiner als R_T ist. Die Messreihen nähern sich mit Ausnahme der Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 5. Mess.) von einem größeren Messwert als R_T dem tatsächlichen R_T an. Die negative Differenz zwischen R beim Abstand von 100 μm und R_T in der Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 5. Mess.) beträgt nur 18 kOhm und kann somit vernachlässigt werden.

Das Messergebnis mit der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette ist auch nach der Veränderung des Schaltkreises der Abschirmelektrode das Gleiche wie in Abschnitt 3.6.

Abb. 39 zeigt die grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette nach der Optimierung des Schaltkreises. Betrachtet man hier den Verlauf der Grafen der einzelnen Messreihen, so ist dieser gleichmäßig. Alle Messreihen geben zunächst einen unendlichen elektrischen Widerstandswert an und fallen dann spontan auf einen kleinen Widerstandswert ab, der mit einer maximalen Abweichung von 17 % in der Messreihe vom 20.2.2009 (OK Molar 1. Mess.) größer als R_T ist und einer durchschnittlichen Abweichung von 13 % in allen Messreihen der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette annähernd R_T entspricht.

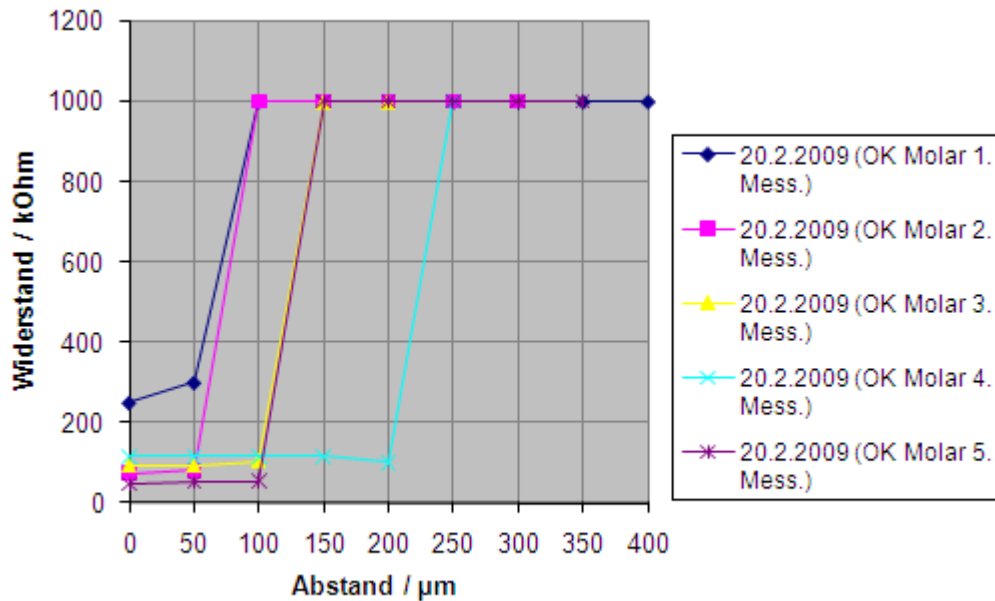


Abb. 39 Grafische Darstellung der neuen Elektrode ohne die zusätzliche Kunststoffmanschette um die Abschirmelektrode.

Auch hier orientieren sich die Messwerte von einem großen elektrischen Widerstandswert zu einem kleineren R_T hin und erfüllen somit die Anforderungen der Fragestellung.

Vergleicht man nun die Messergebnisse der neuen Elektrode mit und ohne Kunststoffmanschette, so erhält man das gleiche Ergebnis. Positiv zu werten ist ebenfalls die Tatsache, dass nach der Optimierung des Steuerungsschaltkreises der Abschirmelektrode eine Messung ohne eine zusätzliche Kunststoffmanschette möglich ist. Allein die Abschirmelektrode ist nun in der Lage, das Abfließen des Messstroms nach außen zu unterbinden.

Messversuch 3.7 bestätigt wie Messversuch 3.6 das positive Ergebnis der Entwicklung bezüglich des Messverhaltens der neuen Elektrode beim Annähern an die Dentinoberfläche.

5.1.2.3 Messverhalten der neuen Elektrode in Versuch 3.8

Wie in Abschnitt 3.8 beschrieben, wurde eine zusätzliche Lackschicht auf die Außenfläche der Abschirmelektrode aufgebracht, um ein Abfließen des Stroms nach

außen zu minimieren. Um zu beweisen, dass diese Schicht das Messverhalten der neuen Elektrode nicht verändert hat, wurde der Versuchsablauf von Abschnitt 3.6 erneut durchgeführt.

Abb. 40 zeigt die grafische Darstellung der Messreihen. Das Messergebnis entspricht den gleichen Ergebnissen wie in den Versuchen 3.6 und 3.7. Die Lackschicht hat keinen negativen Einfluss auf das Messverhalten der neuen Elektrode.

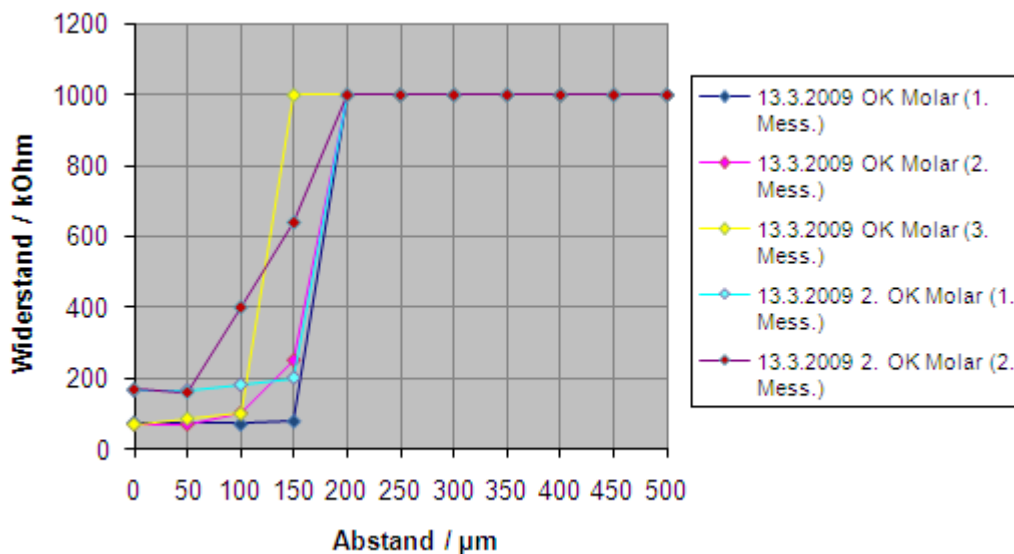


Abb. 40 Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode nach dem Aufbringen der zusätzlichen Lackschicht auf die Außenfläche der Abschirmelektrode.

5.1.3 Vergleich des Messverhaltens der alten und der neuen Elektrode

Das Ziel dieser Forschungsarbeit bestand darin, eine Elektrode zu entwickeln, die dem Behandler keinen irrealen niedrigen Messwert anzeigt, bevor sie den tatsächlichen Messwert R_T liefert. Die alte Elektrode liefert, solange sie nicht mit leichtem Druck aufgesetzt wird, in der Regel zu kleine Messwerte. Dies kann den ungeübten Behandler irritieren.

Die neue Elektrode liefert, solange sie noch keinen mechanischen Kontakt zur Dentinwunde hat, zunächst größere Werte als R_T . Abb. 41 zeigt in den unterlegten Flächen die Abweichung der Messwerte der alten Elektrode und der neuen Elektrode von R_T für zunehmende Abstände der Elektroden von der Dentinwunde.

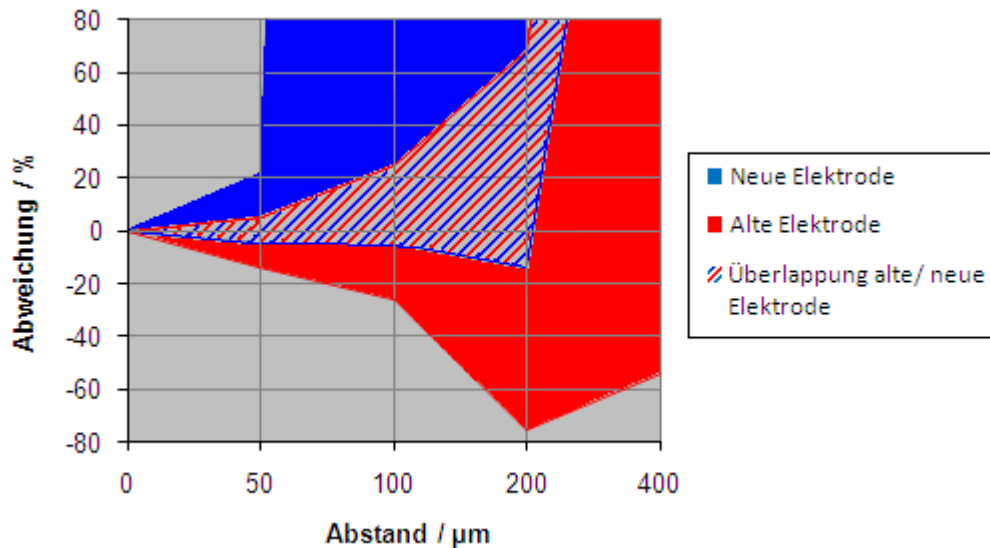


Abb. 41 In den unterlegten Flächen wird die Abweichung der Messwerte der alten Elektrode und der neuen Elektrode von R_T für zunehmende Abstände der Elektroden von der Dentine gezeigt. Für eine übersichtliche Darstellung ist in der Ordinate die Abweichung in Prozent von dem Messwert R_T angegeben, in der Abszisse der Abstand von der Dentineoberfläche in µm.

Im messrelevanten Bereich beim Abstand von 0 – 400 µm ist eine negative, prozentuale Abweichung der alten Elektrode zu sehen, während sich die Messwerte der neuen Elektrode von positiven Messwerten R_T annähern. Das Ziel der Forschungsarbeit ist diesbezüglich erreicht.

5.2 Anwendbarkeit der neuen Elektrode während der Präparation

Entscheidend ist nicht nur das Messverhalten der neuen Elektrode beim Annähern an die Dentineoberfläche, also bei einem einzigen Messwert, sondern auch das Messverhalten beim Einsatz während der Präparation. Wie in den Versuchen 3.5 und 3.9 erörtert, wurde hier ein Zahn schrittweise okklusal präpariert und jeweils eine Messung mit der alten und der neuen Elektrode durchgeführt. Das Ziel bestand darin, anhand der Messreihen das Verhalten der neuen Elektrode im Vergleich zur alten Elektrode zu bewerten. In Versuch 3.9 wurden dafür 11 Messreihen durchgeführt, um ein repräsentatives Ergebnis zu erzielen. Versuch 3.5 diente nur zur Untersuchung, ob mit der neuen Elektrode brauchbare Messergebnisse erzielt werden können. Dies wurde

bestätigt. Durch die Optimierung des Schaltkreises der aktiven Elektrode können die Messergebnisse der neuen Elektrode aus Versuch 3.5 nicht mehr für die weitere Diskussion verwendet werden, da sich mit der genannten Optimierung der Versuchsaufbau verändert hat und die Messergebnisse aus 3.5 und 3.9 somit nicht mehr vergleichbar sind.

In Abb. 42 ist exemplarisch der grafische Verlauf einer der Messreihen aus Abschnitt 3.9 zu sehen.

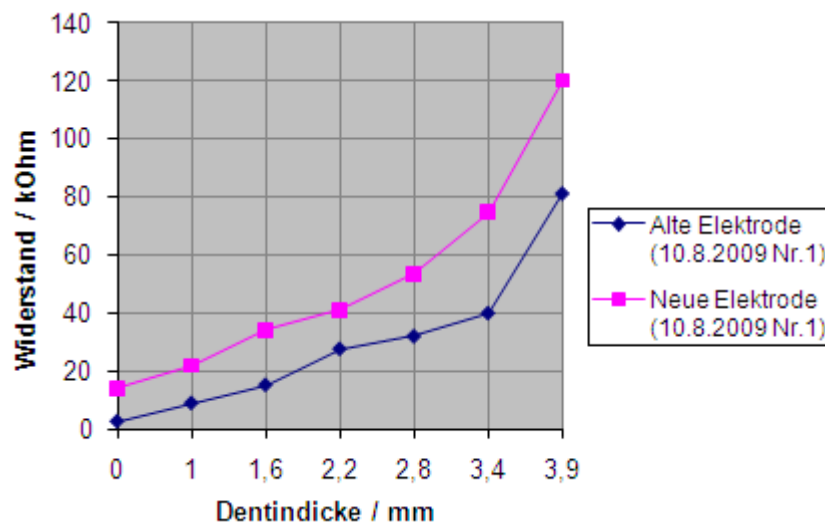


Abb. 42 Exemplarischer grafischer Verlauf einer Messreihe aus dem Versuch 3.9. Die blaue Messreihe stellt das Messverhalten der alten Elektrode dar. Die rote Messreihe stellt das Messverhalten der neuen Elektrode dar.

Der Messreihenverlauf der neuen Elektrode ist auf der Ordinate nach oben verschoben. Der Verlauf der einzelnen Grafen ist annähernd gleich. In acht der elf Messreihen liegen die Messwerte der neuen Elektrode über den Messwerten der alten Elektrode. In den anderen Messreihen sind die Messwerte zum Teil kleiner oder größer als die der alten Elektrode.

In Abb. 43 sind alle Messreihen der neuen Elektrode aus dem Messversuch 3.9 in einer Grafik zu sehen. Bei einer großen Dentindicke über der Pulpa variieren die Messwerte sehr stark. Der für eine Messung relevante Bereich der Grafik liegt jedoch zwischen 1,5 mm und 0 mm Abstand zur Pulpa. In diesem Messbereich ist es für den Behandler wichtig zu wissen, wie groß die Dentindicke über der Pulpa ist.

Betrachtet man diesen Bereich der Grafik, so liegen die Messwerte hier deutlich näher beieinander als bei größeren Dentindicken. Verfolgt man die Messwerte der einzelnen

Messreihen von 1,5 mm Abstand gegen 0 mm Abstand, so nähern sich die Grafen einander an.

Da die Messwerte der einzelnen Messreihen im Messbereich von 1,5 mm bis 0 mm Abstand zur Pulpa nah beieinander liegen, die Differenz zwischen den Messwerten bei gleicher Dentindicke bei ca. 25 kOhm liegt und dieses Messverhalten konstant ist, kann man das Messergebnis als Erfolg werten.

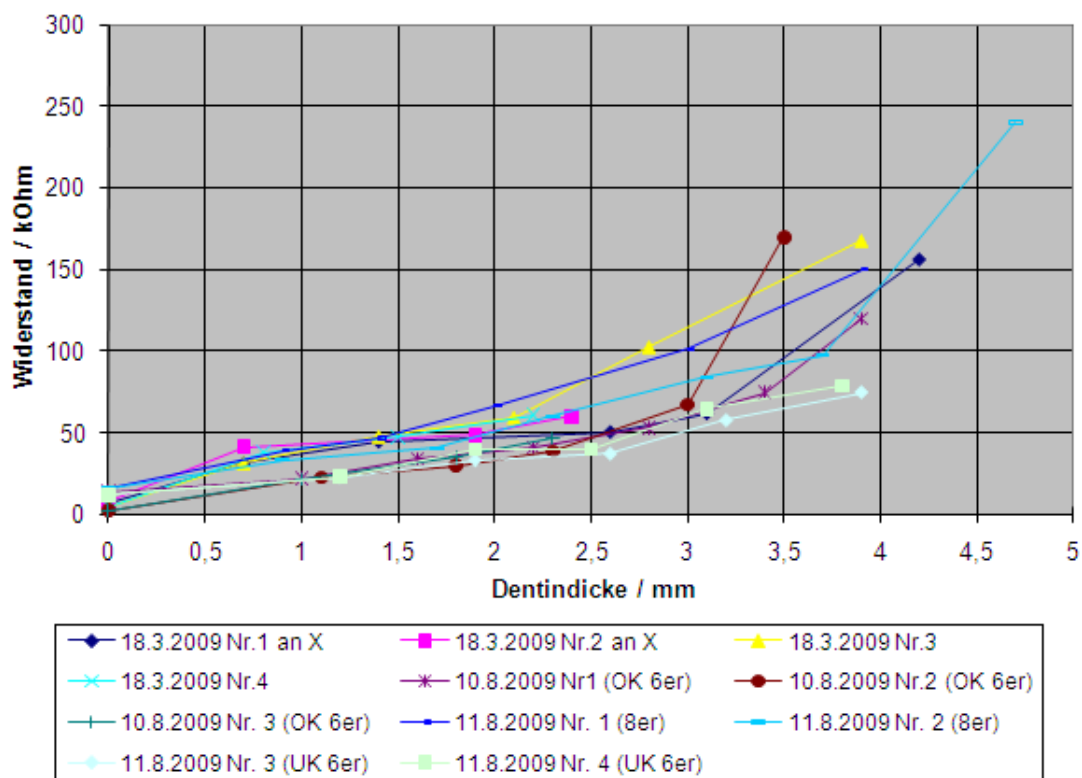


Abb. 43 Graphische Messreihen der neuen Elektrode aus dem Versuch 3.9 vergleichend bei einer einheitlichen Skalierung.

5.3 Einfluss des Abschirmstroms auf die Anwendbarkeit der neuen Elektrode am Patienten

Ein weiterer wichtiger Aspekt für eine mögliche Anwendbarkeit des neuen Elektrodensystems am Patienten ist der Stromfluss, der für eine Messung auf den Patienten übertragen wird. Der Grenzwert für eine entsprechende klinische Anwendbarkeit am Patienten liegt für niederfrequente Wechselströme laut VDE 0752 im kardialen Bereich bei 10 μ A und im restlichen Körper des Patienten bei 100 μ A. In

der Abb. 23 im Abschnitt 4.1 ist der Stromfluss der einzelnen Messreihen aus 3.5, der durch die Abschirmelektrode fließt, dargestellt. Der höchste registrierte Wert war hier $2,14 \mu\text{A}$.

Mit der Optimierung des Schaltkreises der Abschirmelektrode war es möglich, auf die isolierende Kunststoffmanschette zu verzichten. Das Resultat konnte aber nur mit einer Erhöhung des Stromflusses durch die Abschirmelektrode erreicht werden. In der Abb. 43 ist der Stromfluss der einzelnen Messreihen aus dem Abschnitt 3.9 dargestellt, der durch die Abschirmelektrode fließt.

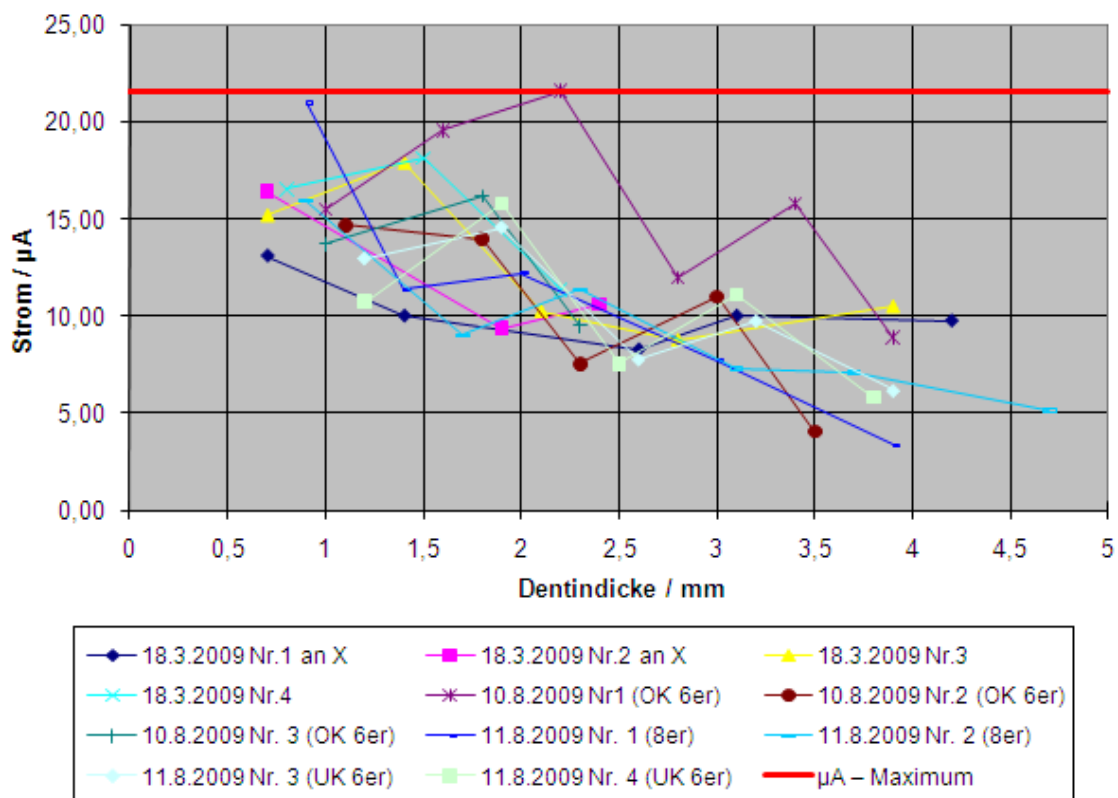


Abb. 44 Graphische Darstellung des Stromflusses, der während der Messversuche der neuen Elektrode in Abschnitt 3.9, bei der entsprechenden Dentindicke, durch die Abschirmelektrode geflossen ist.

Durch μA – Maximum ist der höchste registrierte Messwert des Stromflusses gekennzeichnet und markiert damit den oberen Grenzbereich des durch die Abschirmelektrode fließenden Stroms.

Der höchste in diesem Versuch registrierte Wert des Stromflusses, der durch die Abschirmelektrode geflossen ist, liegt bei $21,6 \mu\text{A}$ und der Kleinste bei $3,33 \mu\text{A}$. $21,6 \mu\text{A}$ stellte den höchsten gemessenen Wert während allen Versuchen dar.

Im Versuch 3.7 lag der Stromfluss durch die Abschirmelektrode bei 0,63 μA bis 13,7 μA und im Versuch 3.8 bei 0,74 μA bis 16,67 μA .

Es ist eine deutliche Steigerung der Stromstärke I_{Abschirm} der neuen Elektrode vor der Schaltkreisoptimierung zur Stromstärke I_{Abschirm} der neuen Elektrode nach der Schaltkreisoptimierung zu erkennen. Da aber keiner der gemessenen Werte (maximal 21,6 μA) zusammen mit dem Strom durch die Messelektrode den Grenzwert laut VDE 0752 übersteigt oder diesen auch nur annähernd erreicht, kann der Einsatz der neuen Elektrode auch nach der Schaltkreisoptimierung, bezogen auf den Aspekt der Stromstärke I_{Abschirm} , befürwortet werden.

5.4 Prinzipielle Anwendbarkeit der neuen Elektrode am Patienten

Aus den Ergebnissen stellt sich die Frage, ob man die neue Elektrode der alten Elektrode in einer Art und Weise anpassen kann, dass es keine Unterschiede in den Messwerten gibt.

Es sind zwei verschiedenen Lösungsmöglichkeiten denkbar:

5.4.1 Elektrische Möglichkeit

Über eine LED- Skala werden die gemessenen elektrischen Widerstandswerte des Prepometers® angezeigt. Jeder LED ist ein bestimmter Messbereich zugeordnet. Wenn man auch bei der neuen Elektrode eine LED- Skala verwenden würde, so könnte man den einzelnen LEDs den Messbereich entsprechend zuordnen, dass sie dem Messverhalten des Prepometers® entspricht. Abb. 45 zeigt die Einteilung der Messbereiche des Prepometers® nach *Gente*, die den einzelnen LEDs zugeordnet sind.

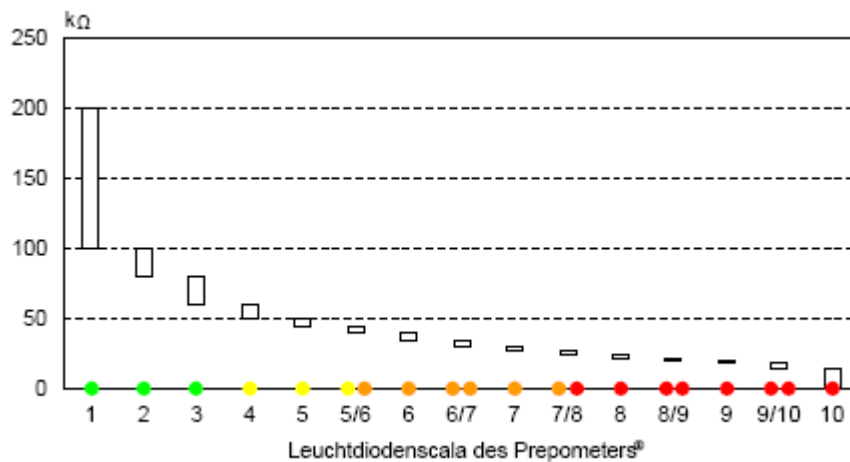


Abb. 45 Zuordnung verschiedener Widerstandsbereiche ‘Messelektrode-Kronenpulpa’ zur Leuchtdiodenskala des Prepometers® (Angaben der zugeordneten Widerstandsbereiche in kΩ) (nach: Gente 1992)

5.4.2 Geometrische Möglichkeit

Eine weitere Möglichkeit, das Messverhalten der neuen Elektrode dem Messverhalten der alten Elektrode anzugleichen, besteht in der geometrischen Veränderung der neuen Elektrode. Durch eine Vergrößerung der inneren Elektrode am neuen Elektrodenkopf auf die Größe der Messelektrode des alten Elektrodenkopfs könnte ein Anpassen des Messverhaltens möglich sein.

Die prinzipielle Anwendbarkeit des Gerätes für eine in- vivo Studie ist abhängig von der zulässigen maximal Größe von Strömen, die am Körper angewendet werden dürfen. Der zulässige maximale Stromfluss liegt bei 100 μA am menschlichen Körper. Die durch die neue Elektrode fließenden Ströme liegen im Bereich von max. 21,6 μA . Auch in dieser Hinsicht werden die Anforderungen durch die neue Elektrode erfüllt.

5.5 Einfluss des Abschirmstroms auf die Messung

In diesem Abschnitt soll der mögliche Einfluss der neuen Elektrode auf andere Anforderungen herausgestellt werden. Durch die angewendete Abschirmtreibertechnik ist eine zusätzliche Abschirmelektrode neben der Messelektrode am neuen Elektrodenkopf vorhanden. Die alte Elektrode hat nur eine einzige Messelektrode besessen. Der Stromfluss ist entsprechend bei zwei Elektroden größer als nur bei einer.

Betrachtet man Abb. 18, so sieht man, dass neben dem senkrechten Stromfluss der Messelektrode $I_{\text{Mess.}}$ auch ein senkrechter Stromfluss der Abschirmelektrode $I_{\text{Abschirm.}}$ vorhanden ist. Theoretisch ist es möglich und auch plausibel, dass ein Teil des Abschirmstroms ($I_{\text{Abschirm.}}$) in die Pulpa läuft. Dieser zusätzliche Strom könnte dann neben dem eigentlichen Messstrom aus der Messelektrode ($I_{\text{Mess.}}$) durch einen insgesamt größeren Stromfluss einen Einfluss auf das Messergebnis haben.

Dieser Einfluss kann nur theoretisch beschrieben werden. Wie die oben genannten Messergebnisse zeigen, beeinflusst der Effekt das Messverhalten der neuen Elektrode nicht negativ. Eine Messung mit der neuen Elektrode ist möglich und der Effekt des erhöhten Messstroms ist entsprechend vernachlässigbar.

Die Modellvorstellung über den Einfluss der in Versuch 3.8 zusätzlich aufgebrauchten Lackschicht kann abschließend nicht geklärt werden. Das Messergebnis aus 3.8 bestätigt, dass kein negativer Einfluss auf das Messergebnis von der zusätzlichen Lackschicht ausgeht und diese deshalb weiterhin Anwendung finden kann.

Nach der Optimierung des Schaltkreises der Abschirmelektrode war es wie in Versuch 3.7 gezeigt möglich, ohne einen negativen Einfluss auf das Messergebnis auf die Kunststoffmanschette zu verzichten. Durch eine kleine Perforation der Kunststoffmanschette konnte der Strom über die physiologische Kochsalzlösung abfließen und damit eine Messung unbrauchbar machen. Beim Aufsetzen der Elektrode auf die Dentinoberfläche wurde die Kunststoffmanschette zusammengedrückt. Es musste stets darauf geachtet werden, dass die Messelektrode auch tatsächlich in Kontakt mit dem Dentin kam, weil das Zusammenpressen der Manschette einen mechanischen Widerstand darstellte.

Durch den möglichen Verzicht auf dieses anfällige Verschleißteil wurde die Handhabung deutlich verbessert. Ein weiterer Vorteil liegt darin, dass man auf die Wartung dieses Verschleißteils verzichten kann.

5.6 Grenzen der Methode

Das Verfahren basiert auf den gleichen physikalischen Gesetzmäßigkeiten wie die Funktion des Prepometers®. Um eine erfolgreiche Widerstandsmessung auf der Dentinoberfläche zu erhalten, muss man einen geschlossenen Stromkreis herstellen. Verschiedene Faktoren, das Schließen eines Stromkreises zu verhindern, können die Voraussetzung für eine korrekte Messung zerstören. Eine elektrische

Widerstandsmessung basiert auf der elektrischen Leitfähigkeit des Dentinliquors, bei dem es sich um eine Elektrolytlösung handelt. Deshalb ist es unmöglich, eine elektrische Widerstandsmessung auf einer Zahnfüllung durchzuführen. Auch im Bereich der Füllungsrän­der können Messfehler auftreten (Wenz 1990).

Weitere Faktoren, die zu beachten sind, basieren auf den verschiedenen Umbauprozessen des Dentins. Dazu gehört die Veränderung des Dentins im Alter (Fromme und Riedel 1970, Schröder 1993). Nach Schröder wird das Dentin im Alter dicker und das Wurzeldentin sklerosiert von apikal nach koronal. Sklerosiertes Dentin wird brüchiger, härter und wasserärmer. Dies hat zur Folge, dass Dentinkanälchen obliterieren und der Dentinliquor verloren geht. Eine korrekte Funktion der Methodik ist in diesem Fall nicht gewährleistet.

Auch pathologische Vorgänge gehören zu den Faktoren, die einen Umbauprozess im Dentin induzieren. Erste in-vitro Untersuchungen von Wenz haben bestätigt, dass der Einsatz eines Widerstandsmessgerätes auf glasigem Reizdentin nicht und auf strukturverändertem Dentin nur mit unkalkulierbarer Genauigkeit möglich ist (Wenz 1990). Der Einsatz der neuen Messapparatur ist auch unter diesen Umständen nicht möglich.

Die praktische Anwendbarkeit der neuen Elektrode am Patienten muss durch eine folgende in-vivo Studie gezeigt werden und weitere Probleme müssen durch diese aufgedeckt werden.

5.7 Weitere Anwendungsmöglichkeiten der Methode

In diesem Abschnitt soll ein Ausblick auf mögliche Entwicklungsrichtungen der neuen Messelektrode mit elektrischer Abschirmung gegeben werden. Es sollen mögliche Einsatzbereiche der Methode skizziert werden. Für die jeweilige Idee müsste ein Instrumentarium entwickelt und getestet werden.

5.7.1 Anwendung am Patienten

Das neue Messverhalten zeigte, dass ein vom Behandler angeführter Nachteil des Prepometers® ausgeschaltet wurde. Des Weiteren kann man nun auf ein Verschleißteil wie die Kunststoffmanschette verzichten. Diese Aspekte lassen den Schluss zu, dass das Prepometer® der ersten Generation durch ein neues Prepometer®, welches auf der

Basis dieser Studie konstruiert wird, ersetzt werden kann. Voraussetzung ist eine Konstruktion des neuen Gerätes und der Test mittels einer in- vitro- als auch in- vivo- Untersuchung.

5.7.2 Bohrer mit Messfunktion

Während einer Kronenpräparation muss der Bohrer immer abgesetzt werden und es muss in einem zweiten Schritt eine elektrische Widerstandsmessung durchgeführt werden. Ideal wäre es, wenn diese Schritte kombiniert werden könnten. Eine denkbare Lösung bestünde in einem Bohrer, der selbst über die Fähigkeit verfügt, eine elektrische Widerstandsmessung durchzuführen. Durch eine an den Bohrer angeschlossene Messapparatur könnte der Bohrer beim unterschreiten eines bestimmten elektrischen Widerstandes, der einer bestimmten Dentindicke entspricht, ein Stoppsignal erhalten. Der Bohrer würde in diesem Fall automatisch anhalten, um die Vitalität der Pulpa durch zu starken Substanzabtrag nicht zu gefährden oder um eine direkte Pulpaöffnung zu vermeiden (*Gente* 1988).

6. Zusammenfassung

Das Überkronen von Zähnen ist eine Technik, die zum Standard der heutigen Zahnmedizin gehört. Um eine Krone auf dem zu behandelnden Zahn des Patienten platzieren zu können, muss der Zahn vorher präpariert werden. Bei diesem invasiven Eingriff, aus dem stets eine Dentinwunde resultiert, besteht immer die Gefahr der Schädigung des Zahnmarks und ein daraus möglich resultierender Verlust der Sensibilität und Vitalität des Zahns (*Gente 2007*). Desweiteren kann es bei jeder tiefen Präparation auch zu einer Eröffnung des Pulpacavums kommen. Es wird auch in einer wissenschaftlichen Stellungnahme der DGZMK für vitale Zähne eine Restdicke des vitalen Dentins von 0,7 mm bei Zähnen mit engen und von 1,4 mm bei Zähnen mit weiten Dentinkanälchen bei einer Präparation für eine Überkronung gefordert (*Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K. M.*).

Die Untersuchungen von (*Gente 1987, Feige 1989, Wenz 1990, Gente und Wenz 1991, Gente 1992, Becker-Detert 1993, Gente 1995, Bruchmann 2002, Bruchmann 2003, Gente 2007*) bis hin zur Entwicklung und in-vivo Studie des Prepometers® (*Bruchmann 2003*) bestätigen, dass der elektrischen Widerstandsmessung am Dentin zur Begrenzung der Präparationstechnik der Vorzug vor anderen Methoden wie der Interpretation von Röntgenbildern oder Präparationsrillen zu geben ist.

Laut Diss. *Bruchmann* wird von Seiten des Herstellers und Vertreibers erklärt, dass während Informationsveranstaltungen, der Nutzen und die Praktikabilität von niedergelassenen Zahnärzten, die das Prepometer® nicht benutzen in Frage gestellt wird. Diese Zurückhaltung in der Nutzung des Gerätes wird mit dem Messverhalten der Elektrode begründet. Beim Aufsetzen der Elektrode kann zunächst ein niedriger Widerstandswert angezeigt werden, der einer geringeren Rest-Dentindicke entspricht als noch real vorhanden. Dieser Wert wird allerdings größer bei festerem Andrücken der Elektrode an die Zahnhartsubstanz was der größeren und tatsächlich vorhandenen Dentindicke entspricht. Deshalb war es Ziel dieser Arbeit einen neuen Elektrodenkopf zu entwickeln, dessen Messwerte beim Annähern der Elektrode an die Dentinoberfläche sich von einem großen Wert auf den kleinen tatsächlichen Endwert stabilisieren.

Im Laufe dieser Studie wurde ein neuer Elektrodenkopf entwickelt, der aus zwei Elektroden besteht, die konzentrisch angeordnet und voneinander isoliert sind. Diese Elektrodenkonstruktion lässt eine elektronische Verbesserung des Messverhaltens beim Annähern an die Dentinoberfläche, bei Anwendung der jetzt einsetzbaren

Abschirm- Treibertechnik, zu. Durch eine Optimierung des Steuerungs- Schaltkreises der aktiven äußeren Elektrode konnte man auch auf eine isolierende Kunststoffmanschette, die vor der Optimierung notwendig war, dauerhaft verzichten.

Anhand der durchgeführten in- vitro Studie an frisch extrahierten Zähnen wurde das Messverhalten der neuen Elektrode mit dem der alten Elektrode des Prepometers® beim Annähern an die Dentinoberfläche verglichen. Die Ergebnisse der in- vitro- Untersuchung bescheinigen der neu entwickelten Elektrode günstigeres Messverhalten. Beim Annähern der neuen Elektrode an die Dentinoberfläche wird bis zum ersten Stromfluss ein Wert des Widerstandes gegen unendlich angegeben. Beginnt der Strom beim weiteren Annähern der Elektrode zu fließen, fällt der Widerstanswert auf einen niedrigeren Wert ab, der mit einer durchschnittlichen Abweichung von 13 % von dem Wert für den Elektrodenabstand 0 µm gemessenen abweicht.

Während der Studie wurden auch die Messwerte der neuen Elektrode in Bezug auf die vorhandene Restdentindicke mit denen der alten Elektrode verglichen. Im für die Behandlung relevanten Dentindickenbereich von 0 mm – 1,5 mm liegt die Differenz der Messwerte bei gleicher Dentindicke bei ca. 25 kOhm. Wie die Abb. 42 zeigt ist das Messverhalten in diesem Bereich konstant. Damit weist die neue Elektrode auch in diesem Vergleich zur alten Elektrode keine Nachteile auf und bestätigt ihre Funktionalität.

Anhand dieser Untersuchung konnte eine Verbesserung im Messverhalten gegenüber der alten Elektrode erreicht werden. Auch durch den jetzt möglichen Verzicht auf eine isolierende Kunststoffmanschette konnte die Handhabung verbessert werden. Diese Aspekte lassen den Schluss zu, dass das Prepometer® der ersten Generation durch ein neues Prepometer®, welches auf der Basis dieser Studie konstruiert wird, ersetzt werden könnte. Voraussetzung wären weiterführende in- vitro- als auch in- vivo- Untersuchungen.

7. Summary

The fixed partial denture is a typical part of the present standard dentistry. The technical indication is when minimally invasive methods are no longer able to successfully treat a destroyed tooth. In order to be able to place a partial denture on the tooth, it is necessary to take a preparation. The preparation always leads to a dentin-wound, which includes a high risk of damaging the pulp or the loss of sensation and vitality of the tooth. In order to prevent the negative results of a preparation, it has already been intensively discussed and well known in Germany to limit the minimum thickness of dentin to 0,7 mm for teeth with small diameter dentine tubules and 1,4 mm for teeth with wide diameter dentine tubules (*Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K. M.*).

Various studies (*Gente 1987, Feige 1989, Wenz 1990, Gente und Wenz 1991, Gente 1992, Becker-Detert 1993, Gente 1995, Bruchmann 2003, Gente 2007*) prior to the development of the Prepometer® and an in-vivo dissertation of *Bruchmann (2003)* prove that the best way to keep the limit of the thickness of dentine is the measurement by electrical resistance.

The selling company of the Prepometer® gave the information of reticence of the dentists in private practice by using the Prepometer®. The named reticence could be explained by the measuring behavior of the measuring electrode. While moving the electrode toward the dentine surface, the measurement made by the Prepometer® is smaller than the actual measurement, made when the electrode has contact to the dentine surface. This measuring behavior could lead to problems when being used by inexperienced dentists. This fact leads to the necessity to develop a new electrode in which measurements are ordered from high to low while approaching to the dentine surface.

During this dissertation a new probe was developed by using two electrodes which are arranged concentrically and isolated from each other. The outside electrode is an active electrode and the inner one is the measuring electrode. An improvement of the electric circuit of the active electrode allowed the discontinuation of a plastic cuff which was indispensable to make a measurement possible.

During the in-vitro study with fresh extracted teeth and a specific experimental apparatus, it was possible to compare the measuring behavior of the old and new electrodes while approaching the dentine surface. The result was a better measuring behavior. The new electrode shows infinite measurements of the electric resistance until

the first current flow. Now the measurements fall to the real measurement when the electrode has full contact to the dentine surface with an average difference of 8 kOhm. This difference is negligible.

During the comparison of the measurement behavior of the old and new electrode by measuring the thickness of dentine, a disadvantage of the new electrode could not be found.

These results lead us to the conclusion that the Prepometer® of the first generation could be exchanged by a new Prepometer® which is based on the knowledge of this study. The prerequisite are following in-vitro and in-vivo studies.

8. Literaturverzeichnis

Becker-Detert, D.:

Basisuntersuchungen zu elektrischen Leitfähigkeit des Dentins menschlicher Zähne.
Med Diss Marburg 1993

Breuer, H.:

dtv-Atlas zur Physik
Originalausgabe, 1988 Deutscher Taschenbuchverlag GmbH & Co. KG, München
1. Auflage 1988, 4. Auflage 1996

Bruchmann, S.:

Einsatz des Prepometers® im klinischen Unterricht
ZWR 111, 614-620 (2002).

Bruchmann, S.:

In-vitro und in-vivo Untersuchungen zum Prepometer®
Med Diss, Marburg (2003)

Ehrenfeld, H.:

Beitrag zur Frage der elektrischen Zahnuntersuchung.
Z Stomat 25, 1039
(1927)

Feige, G.:

In vitro Messungen des elektrischen Widerstandes an präparierten
menschlichen Zähnen.
Med Diss, Marburg (1989).

Fromme, H.G., Riedel H.:

Messungen über die Weite der Dentinkanälchen an nichtentmineralisierten
bleibenden Zähnen und Milchzähnen.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 401-405 (1970).

Gente, M.:

Messungen zur Pulpausdehnung an präparierten Molaren.
Dtsch Zahnärztl Z 42, 380-382 (1987).

Gente, M.:

Vorrichtung zur Bestimmung der Ausdehnung des Dentinkörpers von zu präparierenden
Zähnen.
Offenlegungsschrift des Deutschen Patentamtes, DE 3615632 A1
Offenlegungstag: 12.11.1987

Gente, M.:

Vorrichtung zur Verhinderung der Schädigung der Pulpa von Zähnen durch die
zahnärztliche Präparation bzw. durch das Bohren der Löcher für die Anbringung von
Stiften.
Offenlegungsschrift des Deutschen Patentamtes, DE 3719911 A1,
Offenlegungstag: 29.12.1988

Gente, M.:

Untersuchungen zur Begrenzung der Präparationstiefe bei der Kronenpräparation durch elektrische Widerstandsmessungen.
Habilitationsschrift, Marburg (1992).

Gente, M.:

Begrenzung der Präparationstiefe durch elektrische Widerstandsmessungen.
Deutsch. Zahnärztl. Z 50, 658-660 (1995)

Gente, M.:

Empfehlungen zur Verringerung des Risikos des Vitalitätsverlustes bei Überkronung.
Deutsch. Zahnärztl. Z 62, 532-533 (08/2007)

Gente, M.:

Stellungnahme der DGZMK
Empfehlungen zur Verringerung des Risikos des Vitalitätsverlustes bei Überkronung.
ZM 97, Nr. 16, (08/2007)

Gente, M., Wenz, H.J.:

Nicht-invasive Methode der Dentinwiderstandsmessung zur Begrenzung der Präparationstiefe.
Dtsch Zahnärztl Z 46, 771-773 (1991).

Grehn, J. (Hg.):

Metzler Physik
2., durchgesehen Auflage, 1992 Schroedel Schulbuchverlag GmbH, Hannover, S. 172
(1998)

Grimsehl, E.:

Lehrbuch der Physik, Bd. 2 Elektrizitätslehre
BSB B. G. Teubner Verlagsgesellschaft 1988

Hellwig, E., Kimmel, K., Lehmann, K. M.:

Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung
Wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK).
Dtsch Zahnärztl. Z 54, (1999).

Hugel, R.:

Untersuchungen über die Wandstärken von Schmelz und Dentin an oberen Frontzähnen und Prämolaren.
Med Diss, Würzburg (1970).

Jung, T.:

Der Wert des Röntgenbildes bei der Präparation von Kronen.
Dtsch Zahnärztl Z 39, 801-806 (1984).

Jüde, H.D., Kühl, W., Rossbach, A.:

Einführung in die Zahnärztliche Prothetik.
5. völlig neu bearbeitete Auflage, Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, Köln,

S. 44-48 und 73-75 (1997).

Lehmann, K.M.

Einführung in die Zahnersatzkunde.

6. überarbeitete Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, S. 87-89 (1988).

Lehmann, K.M., Hellwig, E.:

Zahnärztliche Propädeutik.

9. überarbeitete Auflage, Urban & Fischer, München Jena, S. 169-172 (2002).

Li, J.:

Multifrequente Impedanztomographie zur Darstellung der elektrischen Impedanzverteilung

im menschlichen Thorax

Institut für Biomedizinische Technik Diss, Stuttgart (2000)

Marxkors, R.:

Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik.

Carl Hanser Verlag, München Wien, S. 19.22 und 26-40 (1991).

Morozumi, M.:

Measurement of the Dentin Thickness with an Ultrasonic Pulse-Echo Technique.

Journal of the Japan Prosthodontic Society 29, 15-29 (1985).

Morozumi, M., Shiotawa, I., Tabata, T.:

The Development of Ultrasonic Diagnostic Equipment for Dental Use.

Journal of the Japan Prosthodontic Society 31, 381-388 (1987).

Mumford, J. M.:

Path of Direct Current in Electric Pulp-testing.

Brit dent J 106, 243

(1959)

Mathis, H. und Adler, P.:

Untersuchung über den elektrischen Widerstand von Dentins.

Z Stomat 35, 760

(1937)

Polansky, R., Reichhold, Ch., Lorenzoni, M., Haas, M., Arnetzl, G., Bratschko, R.O.:

Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen. Eine experimentelle Untersuchung.

Dtsch Zahnärztl Z 53, 643-647 (1998).

Schaaf, R.:

Untersuchungen über die Ausmaße von Schmelz und Dentin an unteren Frontzähnen und Prämolaren.

Med Diss, Würzburg (1971).

Schroeder, H.E.:

Altersveränderungen an Zahnhart- und .weichgeweben des Menschen.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 607-610
(1993).

Schroeder, H.E.:

Orale Strukturbiologie.
4., überarbeitete Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, S. 85-
123 (1992).

Schroeder, H.E.:

Altersveränderungen an Zahnhart- und .weichgeweben des Menschen.
Dtsch Zahnärztl Z 48, 607-610 (1993).

Strub, J.R., Türp, J.C., Witkowski, S., Hürzeler, M.B., Kern, M.:

Curriculum Prothetik.
Band II, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, S. 585-596 (1994).

Suzuki, K.:

Elektroanästhesie des Dentins.
Zahnerhaltungskunde, Heft 1, 3.Jg., in Dtsch zahnärztl Z 11, 345
(1956)

Tietze, U., Schenk, Ch.:

Halbleiter- Schaltungs- Technik.
10. Auflage, Springer- Verlag (1991).

Wenz, H.-J.:

Begrenzung der Präparationstiefe durch Messung des elektrischen
Widerstandes des Dentins, - Eine in-vitro-Untersuchung -.
Med Diss, Marburg (1990).

Wichmann, M.:

Kronen und Brücken
Wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde (DGZMK).
Dtsch Zahnärztl. Z 54, 469-470 (1999).

9. Anhang

Verzeichnis der Abbildungen:

- Abb. 1: Aufbau eines Zahnes (S. 4)
- Abb. 2: Histologisches Bild vom Verlauf von angefärbten Dentinkanälchen (S. 5)
- Abb. 3: Schematisierter Versuchsaufbau zur Widerstandsmessung am präparierten Molarenoberflächen (S. 10)
- Abb. 4: Sondenspitze der Messelektrode (S. 12)
- Abb. 5: Modellvorstellung zur Bestimmung des Widerstandes durch stromlose Messung der Spannung über Abgriffelektrode (S. 13)
- Abb. 6: Das Prepometer® (S. 14)
- Abb. 7: Schematische Zeichnung des seitlichen Querschnitts der Messelektrode des Prepometers® (S. 16)
- Abb. 8: Schaltbild zur Erläuterung der Abschirm- Treibertechnik (S. 17)
- Abb. 9: Querschnitt durch den neuen Elektrodenkopf (S. 20)
- Abb. 10: Aufbau der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette (S. 21)
- Abb. 11: Schematische Zeichnung des V2A- Stahl Behälters mit fixiertem Zahn (S. 22)
- Abb. 12: Foto des Messgerätes (S. 23)
- Abb. 13: Schematische Zeichnung der Abschirmelektronik (S. 24)
- Abb. 14: Schematische Zeichnung der Elektronik des Versuchsaufbaus am Versuchszahn (S. 25)
- Abb. 15: Bild des Versuchsaufbaus beim Messen des horizontalen Zahnhartsubstanzastrages (S. 26)
- Abb. 16: Messapparatur zur Beobachtung des Verhaltens der Messwerte beim Annähern der alten und neuen Elektrode (S. 28)
- Abb. 17: Neuer Elektrodenkopf ohne eine zusätzliche Lackschicht (S. 29)
- Abb. 18: Neue Elektrode mit einer zusätzlichen Lackschicht (S. 30)
- Abb. 19: Die Grafik zeigt die neue Messelektrode vor der Optimierung des Schaltkreises der Abschirmelektrode mit der für eine Messung relevanten Kunststoffmanschette (S. 31)
- Abb. 20: Gegenüberstellung der gemessenen Widerstandswerte bei Verwendung der alten sowie der neuen Elektrode mit eingeschalteter und abgeschalteter Abschirmelektrode für abnehmende Dentindicken (S. 32)

- Abb. 21: Widerstandsabnahme bei abnehmender Dentindicke, gemessen mit der alten Elektrode (S. 34)
- Abb. 22: Widerstandsabnahme bei abnehmender Dentindicke, gemessen mit der neuen Elektrode mit eingeschalteter Abschirmelektrode und Kunststoffmanschette (S. 35)
- Abb. 23: Stromfluss durch die Abschirmelektrode während den Messreihen der Abb.23 mit der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette (S. 36)
- Abb. 24: Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der alten Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode) (S. 37)
- Abb. 25: Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode) (S. 38)
- Abb. 26: Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der alten Elektrode zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode) (S. 39)
- Abb. 27: Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode mit Kunststoffmanschette (eingeschalteter optimierter Schaltkreis zur Ansteuerung der Abschirmelektrode) zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode) (S. 40)
- Abb. 28: Angezeigte Widerstandswerte bei einer Bewegung der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette (eingeschalteter optimierter Schaltkreis zur Ansteuerung der Abschirmelektrode) zur Dentinoberfläche hin (Aufsetzen der Elektrode) (S. 41)
- Abb. 29: Stromfluss durch die Abschirmelektrode während den Messreihen der Abb. 28 mit der neuen Elektrode ohne Kunststoffmanschette (S. 42)
- Abb. 30: Graphische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode mit der neuen Lackschicht (S. 43)
- Abb. 31: Graphische Darstellung des Stromflusses in den Messreihen der Abschirmelektrode mit der neuen Lackschicht (S. 43)
- Abb. 32: Messreihen der alten Elektrode in einem Diagramm und bei einer einheitlichen Skalierung (S. 44)
- Abb. 33: Messreihen der neuen Elektrode in einem Diagramm und bei einer einheitlichen Skalierung (S. 45)
- Abb. 34: Exemplarische Darstellung einer Messreihe aus dem Messversuch 3.9 (S. 46)

- Abb. 35: Graphische Darstellung des Stromflusses, durch die Abschirmelektrode aus Abschnitt 3.9, in Abhängigkeit von der Dentindicke (S. 46)
- Abb. 36: Messreihen der alten Elektrode aus Versuch 3.6, 3.7 und 3.8 grafisch in einem Diagramm dargestellt (S. 49)
- Abb. 37: Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode aus dem Versuch 3.6. Bewegung der neuen Elektrode zur Zahnoberfläche hin (S. 51)
- Abb. 38: Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode mit der zusätzlichen Kunststoffmanschette um die Abschirmelektrode (S. 54)
- Abb. 39: Grafische Darstellung der neuen Elektrode ohne die zusätzliche Kunststoffmanschette um die Abschirmelektrode (S. 55)
- Abb. 40: Grafische Darstellung der Messreihen der neuen Elektrode nach dem Aufbringen der zusätzlichen Lackschicht auf die Außenfläche der Abschirmelektrode (S. 56)
- Abb. 41: Grafische Darstellung des Spektrums der minimalen und maximalen prozentualen Abweichung der Messwerte der alten Elektrode und der neuen Elektrode in Bezug zu R_T (S. 57)
- Abb. 42: Exemplarischer grafischer Verlauf einer Messreihe aus dem Versuch 3.9. Die blaue Messreihe stellt das Messverhalten der alten Elektrode dar. Die rote Messreihe stellt das Messverhalten der neuen Elektrode dar (S. 58)
- Abb. 43: Graphische Messreihen der neuen Elektrode aus dem Versuch 3.9 vergleichend bei einer einheitlichen Skalierung (S. 59)
- Abb. 44: Graphische Darstellung des Stromflusses, der während der Messversuche der neuen Elektrode in Abschnitt 3.9, bei der entsprechenden Dentindicke, durch die Abschirmelektrode geflossen ist (S. 60)
- Abb. 45: Zuordnung verschiedener Widerstandsbereiche ‘Messelektrode-Kronenpulpa‘ zur Leuchtdiodenskala des Prepometers® (S. 62)

Verzeichnis der Tabellen:

- Tab. 1: Zusammensetzung der Hartsubstanzen in Gewichts- und Volumenprozent (S. 5)
- Tab. 2: Exemplarische Messreihe von 3.5 (S. 26)

Daten der in-vitro Untersuchungen (Ergebnisauswertung Kapitel 3.5)

Messversuch vom 19.09.2007 Nr.1			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirmelektrode
2,50	164,00	200,00	84,00
	184,00	192,00	100,00
	192,00	240,00	130,00
Ø	180,00	210,67	104,67
1,80	76,00	48,00	26,00
	78,00	52,00	26,00
	82,00	42,00	24,00
Ø	78,67	47,33	25,33
1,20	38,00	31,00	20,00
	37,00	31,00	21,00
	32,00	29,00	19,00
Ø	35,67	30,33	20,00
0,40	39,00	49,00	35,00
	37,00	47,00	34,00
	38,00	43,00	33,00
Ø	38,00	46,33	34,00
0,00	40,00	40,00	40,00

Messversuch vom 19.09.2007 Nr.2			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirmelektrode
1,95	70,00	50,00	30,00
	78,00	45,00	33,00
	56,00	41,00	32,00
Ø	68,00	45,33	31,67
1,15	42,00	38,00	22,00
	60,00	37,00	26,00
	46,00	32,00	23,00
Ø	49,33	35,67	23,67
0,45	16,80	18,00	13,60
	16,40	16,80	12,00
	16,80	17,20	12,40
Ø	16,67	17,33	12,67
0,00	10,40	10,40	10,40

Messversuch vom 20.09.2007			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirmelektrode
2,60	78,00	120,00	60,00
	86,00	132,00	64,00
	88,00	120,00	60,00
Ø	84,00	124,00	61,33
1,65	48,00	86,00	52,00
	54,00	92,00	44,00
	52,00	86,00	50,00
Ø	51,33	88,00	48,67
1,00	37,00	43,00	26,00
	38,00	47,00	27,00
	37,00	48,00	26,00
Ø	37,33	46,00	26,33
0,00	17,60	17,60	17,60

Messversuch vom 9.10.2007 Nr.1				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
2,60	300,00	152,00	60,00	2,20
	310,00	128,00	64,00	2,00
	280,00	132,00	68,00	2,10
Ø	296,67	137,33	64,00	2,10
1,80	76,00	120,00	40,00	2,40
	76,00	112,00	40,00	2,50
	80,00	116,00	44,00	2,80
Ø	77,33	116,00	41,33	2,57
1,00	43,00	60,00		3,50
	44,00	60,00		3,30
	45,00	58,00		3,40
Ø	44,00	59,33	x	3,40
0,40	31,00	48,00	25,00	5,40
	29,00	47,00		5,80
	30,00	49,00		4,90
Ø	30,00	48,00	25,00	5,37
0,00	17,20	17,20	17,20	

Messversuch vom 9.10.2007 Nr.2				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
3,30	96,00	104,00	60,00	2,20
	76,00	112,00		2,20
	92,00	108,00		2,20
Ø	88,00	108,00	60,00	2,20
2,20	52,00	68,00	34,00	3,60
	46,00	64,00		3,40
	50,00	68,00		3,60
Ø	49,33	66,67	34,00	3,53
1,00	32,00	47,00	26,00	4,80
	33,00	45,00		5,60
	35,00	47,00		6,00
Ø	33,33	46,33	26,00	5,47
0,00	15,60	15,60	15,60	

Messversuch vom 10.10.2007				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
2,20	184,00	250,00	100,00	2,10
	260,00	230,00		2,00
	188,00	176,00		2,70
Ø	210,67	218,67	100,00	2,27
0,80	35,00	45,00	25,00	5,70
	32,00	50,00		6,40
	34,00	47,00		5,20
Ø	33,67	47,33	25,00	5,77
0,00	14,80	14,80	14,80	

Messversuch vom 24.10.2007				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
3,30	112,00	180,00	96,00	2,10
	116,00	164,00		1,70
	100,00	160,00		1,80
Ø	109,33	168,00	96,00	1,87

2,50	94,00	148,00		1,70
	90,00	140,00		1,80
	96,00	152,00		2,00
Ø	93,33	146,67	x	1,83
1,80	70,00	94,00	48,00	2,80
	78,00	86,00		2,90
	80,00	82,00		2,50
Ø	76,00	87,33	48,00	2,73
1,00	41,00	58,00	35,00	2,20
	42,00	56,00		2,20
	41,00	50,00		3,40
Ø	41,33	54,67	35,00	2,60
0,00	18,40	18,40	18,40	

Messversuch vom 26.10.2007				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
2,20	50,00	74,00		2,70
	66,00	72,00		2,80
	31,00	78,00		2,90
Ø	49,00	74,67	x	2,80
1,50	30,00	42,00		1,80
	35,00	40,00		2,80
	34,00	42,00		2,50
Ø	33,00	41,33	x	2,37
0,60	28,00	40,00		3,70
	18,00	30,00		3,70
	30,00	35,00		3,90
Ø	25,33	35,00	x	3,77
0,00	6,40	6,40	6,40	

Messversuch vom 5.11.2007				
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM			neue Elektr. /mV
	alte Elektr.	neue Elektr.	Inakt. Abschirm-elektrode	
3,10	82,00	330,00		1,10
	92,00	340,00		1,20

	116,00	330		1,10
Ø	96,67	335,00	x	1,13
2,30	60,00	120,00		1,90
	56,00	112,00		1,50
	64,00	100,00		1,40
Ø	60,00	110,67	x	1,60
1,30	45,00	50,00		1,80
	48,00	58,00		2,10
	45,00	58,00		2,20
Ø	46,00	55,33	x	2,03
0,70	30,00	41,00		3,80
	26,00	38,00		3,70
	27,00	37,00		3,70
Ø	27,67	38,67	x	3,73
0,00	16,80	16,80	16,80	

Daten der in-vitro Untersuchungen (Ergebnisauswertung Kapitel 3.6)

UK Molar 2 Wurzeln 1.10.08 (1. Mess.)			8er 1 Wurzel 10.10.08 (1. Mess.)		
	alte Elektrode	neue Elektrode		alte Elektrode	neue Elektrode
Abstand in µm	kOhm	kOhm	Abstand in µm	kOhm	kOhm
0,00	26,00	36,00	0,00	96,00	116,00
50,00	26,00	36,00	50,00	96,00	116,00
100,00	25,00	40,00	100,00	96,00	112,00
150,00	25,00	66,00	150,00	100,00	104,00
200,00	25,00	190,00	200,00	96,00	108,00
250,00	24,00	320,00	250,00	84,00	1000,00
300,00	23,00	380,00	300,00	80,00	1000,00
350,00	20,00	400,00	350,00	74,00	1000,00
400,00	28,00	1000,00	400,00	74,00	1000,00
450,00	28,00	1000,00	450,00	64,00	1000,00
500,00	15,00	1000,00	500,00	52,00	1000,00
550,00	12,00	1000,00	550,00	44,00	1000,00
600,00	11,00	1000,00	600,00	40,00	1000,00
650,00	11,00	1000,00	650,00	36,00	1000,00
700,00	11,00	1000,00	700,00	34,00	1000,00
750,00	13,00	1000,00	750,00	32,00	1000,00
800,00	1000,00	1000,00	800,00	30,00	1000,00
850,00	1000,00	1000,00	850,00	30,00	1000,00
900,00	1000,00	1000,00	900,00	1000,00	1000,00

UK Molar 2 Wurzeln 1.10.08 (2. Mess.)		
	alte Elektrode	neue Elektrode
Abstand in μm	kOhm	kOhm
0,00	21,00	25,00
50,00	20,00	24,00
100,00	20,00	23,00
150,00	20,00	1000,00
200,00	20,00	1000,00
250,00	19,00	1000,00
300,00	18,00	1000,00
350,00	16,40	1000,00
400,00	14,40	1000,00
450,00	12,80	1000,00
500,00	11,60	1000,00
550,00	11,60	1000,00
600,00	9,60	1000,00
650,00	9,60	1000,00
700,00	9,60	1000,00
750,00	8,80	1000,00
800,00	1000,00	1000,00
850,00	1000,00	1000,00
900,00	1000,00	1000,00

8er 1 Wurzel 10.10.08 (2. Mess.)		
	alte Elektrode	neue Elektrode
Abstand in μm	kOhm	kOhm
0,00	26,00	48,00
50,00	26,00	48,00
100,00	25,00	47,00
150,00	47,00	46,00
200,00	43,00	46,00
250,00	39,00	45,00
300,00	35,00	1000,00
350,00	34,00	1000,00
400,00	32,00	1000,00
450,00	30,00	1000,00
500,00	28,00	1000,00
550,00	25,00	1000,00
600,00	24,00	1000,00
650,00	22,00	1000,00
700,00	22,00	1000,00
750,00	22,00	1000,00
800,00	22,00	1000,00
850,00	1000,00	1000,00
900,00	1000,00	1000,00

8er 1 Wurzel 7.10.08 (2. Mess.)		
	alte Elektrode	neue Elektrode
Abstand in μm	kOhm	kOhm
0,00	104,00	144,00
50,00	104,00	148,00
100,00	104,00	156,00
150,00	104,00	1000,00
200,00	104,00	1000,00
250,00	104,00	1000,00
300,00	104,00	1000,00
350,00	104,00	1000,00
400,00	100,00	1000,00
450,00	96,00	1000,00
500,00	92,00	1000,00

4er UK 2 Wurzel 15.10.08		
	alte Elektrode	neue Elektrode
Abstand in μm	kOhm	kOhm
0,00	68,00	60,00
50,00	68,00	60,00
100,00	72,00	64,00
150,00	80,00	72,00
200,00	96,00	84,00
250,00	84,00	1000,00
300,00	80,00	1000,00
350,00	68,00	1000,00
400,00	64,00	1000,00
450,00	52,00	1000,00
500,00	40,00	1000,00

550,00	78,00	1000,00	550,00	40,00	1000,00
600,00	62,00	1000,00	600,00	40,00	1000,00
650,00	52,00	1000,00	650,00	36,00	1000,00
700,00	48,00	1000,00	700,00	34,00	1000,00
750,00	40,00	1000,00	750,00	32,00	1000,00
800,00	40,00	1000,00	800,00	32,00	1000,00
850,00	1000,00	1000,00	850,00	32,00	1000,00
900,00	1000,00	1000,00	900,00	1000,00	1000,00

Daten der in-vitro Untersuchungen (Ergebnisauswertung Kapitel 3.7)

Messung vom 20.2.2009 (OK Molar 1. Mess.)				
	alte Elektrode	neue Elektrode mit Dichtung		
Abstand in μm	kOhm	mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00	320,00	860,00	42,00	11,00
50,00	320,00	860,00	42,00	11,00
100,00	310,00	860,00	42,00	15,00
150,00	300,00	900,00	42,00	15,00
200,00	300,00	1000,00	120,00	3,10
250,00	280,00	1000,00	180,00	3,10
300,00	250,00	1000,00	140,00	3,10
350,00	240,00	1000,00	140,00	
400,00	210,00	1000,00	92,00	
450,00	180,00	1000,00	80,00	
500,00	136,00	1000,00	48,00	
550,00	68,00	1000,00	1000,00	
600,00	40,00	1000,00	1000,00	
650,00		1000,00	1000,00	
700,00		1000,00	1000,00	
750,00		1000,00	1000,00	
800,00		1000,00	1000,00	
850,00		1000,00	1000,00	
900,00		1000,00	1000,00	
		neue Elektrode ohne Dichtung		
Abstand in μm		mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00		250,00	48,00	13,00
50,00		300,00	48,00	18,00
100,00		1000,00	48,00	18,00
150,00		1000,00	52,00	14,00
200,00		1000,00	1000,00	9,00
250,00		1000,00	1000,00	9,00

300,00		1000,00	1000,00	9,00
350,00		1000,00	1000,00	9,00
400,00		1000,00	1000,00	9,00
450,00		1000,00	1000,00	9,00
500,00		1000,00	1000,00	9,00
550,00		1000,00	1000,00	9,00
600,00		1000,00	1000,00	9,00
650,00		1000,00	1000,00	9,00
700,00		1000,00	1000,00	9,00
750,00		1000,00	1000,00	9,00
800,00		1000,00	1000,00	9,00
850,00		1000,00	1000,00	9,00
900,00		1000,00	1000,00	9,00

Messung vom 20.2.2009 (OK Molar 2. Mess.)				
	alte Elektrode	neue Elektrode mit Dichtung		
Abstand in μm	kOhm	mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00	66,00	192,00	56,00	29,00
50,00	66,00	1000,00	54,00	42,00
100,00	62,00	1000,00	30,00	42,00
150,00	58,00	1000,00	44,00	42,00
200,00	54,00	1000,00	42,00	42,00
250,00	52,00	1000,00	42,00	42,00
300,00	52,00	1000,00	42,00	42,00
350,00	50,00	1000,00	1000,00	42,00
400,00	50,00	1000,00	1000,00	42,00
450,00	46,00	1000,00	1000,00	42,00
500,00	40,00	1000,00	1000,00	42,00
550,00	44,00	1000,00	1000,00	42,00
600,00	23,00	1000,00	1000,00	42,00
650,00	20,00	1000,00	1000,00	42,00
700,00	18,40	1000,00	1000,00	42,00
750,00	18,00	1000,00	1000,00	42,00
800,00	18,00	1000,00	1000,00	42,00
850,00	18,00	1000,00	1000,00	42,00
900,00	18,00	1000,00	1000,00	42,00
neue Elektrode ohne Dichtung				
Abstand in μm		mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00		74,00	14,00	32,00
50,00		80,00	14,00	35,00

100,00		1000,00	14,00	22,00
150,00		1000,00	14,00	22,00
200,00		1000,00	14,00	22,00
250,00		1000,00	14,00	22,00
300,00		1000,00	14,00	22,00
350,00		1000,00	14,00	22,00
400,00		1000,00	14,00	22,00
450,00		1000,00	14,00	22,00
500,00		1000,00	1000,00	22,00
550,00		1000,00	1000,00	22,00
600,00		1000,00	1000,00	22,00
650,00		1000,00	1000,00	22,00
700,00		1000,00	1000,00	22,00
750,00		1000,00	1000,00	22,00
800,00		1000,00	1000,00	22,00
850,00		1000,00	1000,00	22,00
900,00		1000,00	1000,00	22,00

Messung vom 20.2.2009 (OK Molar 3. Mess.)				
	alte Elektrode	neue Elektrode mit Dichtung		
Abstand in μm	kOhm	mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00	80,00	104,00	23,00	23 / 13
50,00	76,00	100,00	23,00	21 / 13
100,00	60,00	140,00	54,00	27/ 15
150,00	50,00	600,00	700,00	/21
200,00	20,00	600,00	1000,00	1,50
250,00	200,00	600,00	1000,00	1,50
300,00	300,00	600,00	1000,00	1,50
350,00	400,00	600,00	1000,00	1,50
400,00	450,00	600,00	1000,00	1,50
450,00	350,00	600,00	1000,00	1,50
500,00	300,00	600,00	1000,00	1,50
550,00	120,00	600,00	1000,00	1,50
600,00	120,00	600,00	1000,00	1,50
650,00	80,00	600,00	1000,00	1,50
700,00	62,00	600,00	1000,00	1,50
750,00	60,00	600,00	1000,00	1,50
800,00	60,00	600,00	1000,00	1,50
850,00	60,00	600,00	1000,00	1,50
900,00		600,00	1000,00	1,50
		neue Elektrode ohne Dichtung		
Abstand in μm		mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV

0,00		92,00	22,00	25,00
50,00		92,00	22,00	25,00
100,00		104,00	9,60	24,00
150,00		1000,00	1000,00	1,70
200,00		1000,00	1000,00	4,50
250,00		1000,00	1000,00	4,50
300,00		1000,00	1000,00	4,50
350,00		1000,00	1000,00	4,50
400,00		1000,00	1000,00	4,50
450,00		1000,00	1000,00	4,50
500,00		1000,00	1000,00	4,50
550,00		1000,00	1000,00	4,50
600,00		1000,00	1000,00	4,50
650,00		1000,00	1000,00	4,50
700,00		1000,00	1000,00	4,50
750,00		1000,00	1000,00	4,50
800,00		1000,00	1000,00	4,50
850,00		1000,00	1000,00	4,50
900,00		1000,00	1000,00	4,50

Messung vom 20.2.2009 (OK Molar 4. Mess.)				
	alte Elektrode	neue Elektrode mit Dichtung		
Abstand in μm	kOhm	mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00	340,00	104,00	44,00	15/12,2
50,00	300,00	104,00	42,00	15,00
100,00	250,00	172,00	42,00	21,00
150,00	200,00	720,00	42,00	20,00
200,00	140,00	1000,00	42,00	11,60
250,00	150,00	1000,00	40,00	11,00
300,00	190,00	1000,00	40,00	11,00
350,00	200,00	1000,00	38,00	10,20
400,00	156,00	1000,00	38,00	10,20
450,00	156,00	1000,00	36,00	17,00
500,00	152,00	1000,00	34,00	9,30
550,00	120,00	1000,00	40,00	8,20
600,00	80,00	1000,00	24,00	6,80
650,00	54,00	1000,00	20,00	6,20
700,00	40,00	1000,00	20,00	6,20
750,00	56,00	1000,00	20,00	6,20
800,00	80,00	1000,00	20,00	6,20
850,00	80,00	1000,00	20,00	6,20
900,00	80,00	1000,00	20,00	6,20
		neue Elektrode ohne Dichtung		

Abstand in μm		mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00		116,00	25,00	22,00
50,00		116,00	29,00	
100,00		116,00	32,00	
150,00		116,00	1000,00	24,00
200,00		100,00	1000,00	21,20
250,00		1000,00	1000,00	5,00
300,00		1000,00	1000,00	5,00
350,00		1000,00	1000,00	5,00
400,00		1000,00	1000,00	5,00
450,00		1000,00	1000,00	5,00
500,00		1000,00	1000,00	5,00
550,00		1000,00	1000,00	5,00
600,00		1000,00	1000,00	5,00
650,00		1000,00	1000,00	5,00
700,00		1000,00	1000,00	5,00
750,00		1000,00	1000,00	5,00
800,00		1000,00	1000,00	5,00
850,00		1000,00	1000,00	5,00
900,00		1000,00	1000,00	5,00

Messung vom 20.2.2009 (OK Molar 5. Mess.)				
	alte Elektrode	neue Elektrode mit Dichtung		
Abstand in μm	kOhm	mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00	40,00	76,00	26,00	28,00
50,00	39,00	68,00	1000,00	26,00
100,00	38,00	58,00	1000,00	23,00
150,00	36,00	1000,00	1000,00	23,00
200,00	36,00	1000,00	1000,00	23,00
250,00	36,00	1000,00	1000,00	23,00
300,00	36,00	1000,00	1000,00	23,00
350,00	36,00	1000,00	1000,00	23,00
400,00	35,00	1000,00	1000,00	23,00
450,00	34,00	1000,00	1000,00	23,00
500,00	33,00	1000,00	1000,00	33,00
550,00	30,00	1000,00	1000,00	23,00
600,00	27,00	1000,00	1000,00	23,00
650,00	27,00	1000,00	1000,00	23,00
700,00	17,20	1000,00	1000,00	23,00
750,00	16,40	1000,00	1000,00	23,00
800,00	17,20	1000,00	1000,00	23,00
850,00	18,00	1000,00	1000,00	23,00
900,00		1000,00	1000,00	23,00

		neue Elektrode ohne Dichtung		
Abstand in μm		mit akt. Elektrode /kOhm	ohne akt. Elektrode /kOhm	Spannung /mV
0,00		48,00	14,80	37/4,4
50,00		52,00	1000,00	33,00
100,00		54,00	1000,00	32,00
150,00		1000,00	1000,00	2,10
200,00		1000,00	1000,00	2,10
250,00		1000,00	1000,00	2,10
300,00		1000,00	1000,00	2,10
350,00		1000,00	1000,00	2,10
400,00		1000,00	1000,00	2,10
450,00		1000,00	1000,00	2,10
500,00		1000,00	1000,00	2,10
550,00		1000,00	1000,00	2,10
600,00		1000,00	1000,00	2,10
650,00		1000,00	1000,00	2,10
700,00		1000,00	1000,00	2,10
750,00		1000,00	1000,00	2,10
800,00		1000,00	1000,00	2,10
850,00		1000,00	1000,00	2,10
900,00		1000,00	1000,00	2,10

Daten der in-vitro Untersuchungen (Ergebnisauswertung Kapitel 3.8)

13.03.2009 OK Molar (1. Mess.)			
	Alte-Elektrode	Neue Elektrode	
Abstand / μm	Widerstand / kOhm	Widerstand / kOhm	Spannung / mV
0,00	64,00	76,00	13,00
50,00	72,00	76,00	13,00
100,00	80,00	72,00	13,00
150,00	64,00	80,00	12,00
200,00	60,00	1000,00	6,00
250,00	60,00	1000,00	6,00
300,00	64,00	1000,00	6,00
350,00	76,00	1000,00	6,00
400,00	76,00	1000,00	6,00
450,00	104,00	1000,00	6,00
500,00	80,00	1000,00	6,00
550,00	60,00	1000,00	6,00
600,00	700,00	1000,00	6,00
650,00	700,00	1000,00	6,00
700,00	700,00	1000,00	6,00

750,00	700,00	1000,00	6,00
800,00	700,00	1000,00	6,00
850,00	700,00	1000,00	6,00
900,00	700,00	1000,00	6,00

13.03.2009 OK Molar (2. Mess.)			
	Alte-Elektrode	Neue Elektrode	
Abstand / µm	Widerstand / kOhm	Widerstand / kOhm	Spannung / mV
0,00	76,00	68,00	12,00
50,00	70,00	68,00	12,00
100,00	56,00	100,00	27,00
150,00	56,00	250,00	45,00
200,00	50,00	1000,00	5,00
250,00	50,00	1000,00	5,00
300,00	50,00	1000,00	5,00
350,00	50,00	1000,00	5,00
400,00	50,00	1000,00	5,00
450,00	50,00	1000,00	5,00
500,00	50,00	1000,00	5,00
550,00	48,00	1000,00	5,00
600,00	190,00	1000,00	5,00
650,00	240,00	1000,00	5,00
700,00	500,00	1000,00	5,00
750,00	660,00	1000,00	5,00
800,00	920,00	1000,00	5,00
850,00	840,00	1000,00	5,00
900,00	840,00	1000,00	5,00

13.03.2009 OK Molar (3. Mess.)			
	Alte-Elektrode	Neue Elektrode	
Abstand / µm	Widerstand / kOhm	Widerstand / kOhm	Spannung / mV
0,00	50,00	70,00	27,00
50,00	43,00	86,00	24,00
100,00	39,00	100,00	17,00
150,00	36,00	1000,00	2,00
200,00	33,00	1000,00	2,00
250,00	200,00	1000,00	2,00
300,00	200,00	1000,00	2,00
350,00	250,00	1000,00	2,00
400,00	250,00	1000,00	2,00
450,00	860,00	1000,00	2,00
500,00	860,00	1000,00	2,00

550,00	860,00	1000,00	2,00
600,00	860,00	1000,00	2,00
650,00	860,00	1000,00	2,00
700,00	860,00	1000,00	2,00
750,00	860,00	1000,00	2,00
800,00	860,00	1000,00	2,00
850,00	860,00	1000,00	2,00
900,00	860,00	1000,00	2,00

13.03.2009 2. OK Molar (1. Mess.)			
	Alte-Elektrode	Neue Elektrode	
Abstand / µm	Widerstand / kOhm	Widerstand / kOhm	Spannung / mV
0,00	96,00	164,00	27,00
50,00	96,00	164,00	27,00
100,00	96,00	180,00	25,00
150,00	96,00	200,00	23,00
200,00	96,00	1000,00	2,00
250,00	96,00	1000,00	2,00
300,00	96,00	1000,00	2,00
350,00	96,00	1000,00	2,00
400,00	96,00	1000,00	2,00
450,00	104,00	1000,00	2,00
500,00	108,00	1000,00	2,00
550,00	120,00	1000,00	2,00
600,00	120,00	1000,00	2,00
650,00	120,00	1000,00	2,00
700,00	104,00	1000,00	2,00
750,00	90,00	1000,00	2,00
800,00	80,00	1000,00	2,00
850,00	76,00	1000,00	2,00
900,00	800,00	1000,00	2,00

13.03.2009 2. OK Molar (2. Mess.)			
	Alte-Elektrode	Neue Elektrode	
Abstand / µm	Widerstand / kOhm	Widerstand / kOhm	Spannung / mV
0,00	76,00	168,00	23,00
50,00	80,00	160,00	22,00
100,00	92,00	400,00	22,00
150,00	104,00	640,00	23,00
200,00	128,00	1000,00	42,00
250,00	160,00	1000,00	2,00
300,00	300,00	1000,00	2,00

350,00	450,00	1000,00	2,00
400,00	104,00	1000,00	2,00
450,00	68,00	1000,00	2,00
500,00	52,00	1000,00	2,00
550,00	50,00	1000,00	2,00
600,00	46,00	1000,00	2,00
650,00	43,00	1000,00	2,00
700,00	40,00	1000,00	2,00
750,00	40,00	1000,00	2,00
800,00	860,00	1000,00	2,00
850,00	860,00	1000,00	2,00
900,00	860,00	1000,00	2,00

Daten der in-vitro Untersuchungen (Ergebnisauswertung Kapitel 3.9)

18.3.2009 Nr.1 an X			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
4,20	112,00	160,00	27,00
	140,00	144,00	23,00
	120,00	164,00	29,00
Ø	124,00	156,00	26,33
3,10	60,00	66,00	27,00
	60,00	60,00	27,00
	56,00	60,00	27,00
Ø	58,67	62,00	27,00
2,60	48,00	50,00	20,00
	46,00	50,00	23,00
	46,00	52,00	24,00
Ø	46,67	50,67	22,33
1,40	21,00	38,00	26,00
	23,00	48,00	28,00
	23,00	48,00	27,00
Ø	22,33	44,67	27,00
0,70	17,00	31,00	33,00
	21,00	32,00	29,00
	21,00	31,00	44,00
Ø	19,67	31,33	35,33
0,00	7,20		

18.3.2009 Nr.2 an X			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
2,40	54,00	60,00	29,00
	50,00	58,00	28,00
	50,00	62,00	29,00
Ø	51,33	60,00	28,67
1,90	40,00	50,00	26,00
	38,00	48,00	25,00
	38,00	48,00	25,00
Ø	38,67	48,67	25,33
0,70	18,00	42,00	49,00
	19,00	40,00	40,00
	20,00	42,00	44,00
Ø	19,00	41,33	44,33
0,00	8,00		

18.3.2009 Nr.3			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,90	250,00	164,00	27,00
	200,00	168,00	28,00
	180,00	172,00	30,00
Ø	210,00	168,00	28,33
2,80	78,00	100,00	24,00
	66,00	100,00	23,00
	70,00	108,00	24,00
Ø	71,33	102,67	23,67
2,10	42,00	58,00	27,00
	40,00	58,00	27,00
	40,00	62,00	29,00
Ø	40,67	59,33	27,67
1,40	24,00	46,00	41,00
	22,00	49,00	51,00
	22,00	48,00	53,00
Ø	22,67	47,67	48,33
0,70	17,00	32,00	42,00
	17,00	30,00	40,00
	17,00	32,00	41,00
Ø	17,00	31,33	41,00
0,00	4,80		

18.3.2009 Nr.4			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
2,20	26,00	56,00	30,00
	30,00	60,00	29,00
	26,00	66,00	33,00
Ø	27,33	60,67	30,67
1,50	25,00	45,00	52,00
	26,00	49,00	48,00
	29,00	48,00	47,00
Ø	26,67	47,33	49,00
0,80	17,00	38,00	43,00
	18,00	37,00	47,00
	20,00	39,00	44,00
Ø	18,33	38,00	44,67
0,00	4,80		

10.8.2009 Nr.1 (OK 6er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,90	86,00	132,00	28,00
	74,00	108,00	20,00
	84,00	120,00	24,00
Ø	81,33	120,00	24,00
3,40	44,00	70,00	39,00
	40,00	76,00	44,00
	36,00	78,00	45,00
Ø	40,00	74,67	42,67
2,80	30,00	54,00	33,00
	32,00	56,00	34,00
	34,00	50,00	30,00
Ø	32,00	53,33	32,33
2,20	28,00	39,00	55,00
	27,00	42,00	60,00
	28,00	42,00	60,00
Ø	27,67	41,00	58,33
1,60	14,80	36,50	57,00
	15,60	33,50	47,50
	15,20	32,00	54,00
Ø	15,20	34,00	52,83
1,00	8,80	23,50	45,50

	8,40	21,00	40,00
	9,60	21,00	40,00
Ø	8,93	21,83	41,83
0,00	2,60	14,00	

10.8.2009 Nr.2 (OK 6er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,50	170,00	170,00	11,00
	120,00	170,00	11,00
	140,00	170,00	11,00
Ø	143,33	170,00	11,00
3,00	52,00	64,00	29,00
	54,00	70,00	32,00
	54,00	68,00	28,00
Ø	53,33	67,33	29,67
2,30	30,00	38,00	20,00
	32,00	38,00	20,00
	28,00	40,00	21,00
Ø	30,00	38,67	20,33
1,80	25,00	32,00	43,00
	25,00	28,00	32,00
	25,00	30,00	38,00
Ø	25,00	30,00	37,67
1,10	19,00	20,00	35,00
	19,00	24,00	42,00
	19,00	24,00	42,00
Ø	19,00	22,67	39,67
0,00	2,40		

10.8.2009 Nr.3 (OK 6er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
2,30	34,00	44,00	25,00
	40,00	46,00	25,00
	42,00	50,00	27,00
Ø	38,67	46,67	25,67
1,80	35,00	35,00	43,00
	34,00	35,00	44,00
	35,00	35,00	44,00
Ø	34,67	35,00	43,67

1,00	18,00	22,00	36,00
	17,00	21,00	36,00
	20,00	22,00	39,00
Ø	18,33	21,67	37,00
0,00	2,40		

11.8.2009 Nr.1 (8er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,90	270,00	150,00	9,50
	300,00	150,00	9,50
	280,00	150,00	8,00
Ø	283,33	150,00	9,00
3,00	92,00	104,00	24,50
	88,00	100,00	19,00
	84,00	100,00	19,00
Ø	88,00	101,33	20,83
2,00	54,00	70,00	34,00
	48,00	68,00	33,00
	52,00	62,00	32,00
Ø	51,33	66,67	33,00
1,40	42,00	48,00	31,00
	40,00	50,00	32,00
	42,00	42,00	29,00
Ø	41,33	46,67	30,67
0,90	26,00	40,00	59,00
	25,00	38,00	55,00
	25,00	39,00	56,00
Ø	25,33	39,00	56,67
0,00	4,00	16,00	88,00

11.8.2009 Nr.2 (8er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
4,70	310,00	240,00	14,00
	300,00	230,00	13,00
	320,00	250,00	14,50
Ø	310,00	240,00	13,83
3,70	116,00	100,00	19,50
	136,00	96,00	19,00
	128,00	96,00	19,00

Ø	126,67	97,33	19,17
3,10	100,00	84,00	20,00
	80,00	84,00	20,00
	92,00	84,00	19,00
Ø	90,67	84,00	19,67
2,30	58,00	60,00	30,00
	58,00	60,00	31,00
	52,00	60,00	31,00
Ø	56,00	60,00	30,67
1,70	42,00	40,00	24,00
	41,00	42,00	25,00
	41,00	40,00	24,00
Ø	41,33	40,67	24,33
0,90	27,00	34,00	49,00
	24,00	33,00	40,00
	26,00	33,00	40,00
Ø	25,67	33,33	43,00
0,00	4,00	16,00	88,00

11.8.2009 Nr.3 (UK 6er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,90	88,00	72,00	15,00
	84,00	76,00	17,00
	100,00	76,00	18,00
Ø	90,67	74,67	16,67
3,20	52,00	61,00	27,00
	60,00	58,00	27,00
	60,00	54,00	25,00
Ø	57,33	57,67	26,33
2,60	42,00	38,00	21,00
	46,00	36,00	21,00
	44,00	38,00	21,00
Ø	44,00	37,33	21,00
1,90	21,00	32,00	31,00
	22,00	34,00	47,00
	23,00	34,00	40,00
Ø	22,00	33,33	39,33
1,20	16,00	21,00	32,00
	17,00	23,00	35,00
	17,00	25,00	38,00

Ø	16,67	23,00	35,00
0,00	2,60	12,00	74,00

11.8.2009 Nr.4 (UK 6er)			
Abtrag / mm	Widerstand in kOHM		Spannung / mV
	Alte Elektrode	Neue Elektrode	
3,80	132,00	72,00	14,00
	144,00	80,00	16,00
	120,00	84,00	17,00
Ø	132,00	78,67	15,67
3,10	80,00	60,00	28,00
	76,00	66,00	30,00
	76,00	68,00	32,00
Ø	77,33	64,67	30,00
2,50	40,00	36,00	17,00
	42,00	42,00	22,00
	42,00	42,00	22,00
Ø	41,33	40,00	20,33
1,90	40,00	40,00	42,00
	33,00	40,00	43,00
	44,00	40,00	43,00
Ø	39,00	40,00	42,67
1,20	38,00	21,00	27,00
	38,00	23,00	29,00
	38,00	25,00	31,00
Ø	38,00	23,00	29,00
0,00	2,60	12,00	74,00

Lebenslauf

Zu meiner Person:

Name: Steffen Stein
Geboren am: 02.03.1985
Geburtsort: Schlüchtern
Mutter: Cornelia Stein, geb. Bräscher
Vater: Reinhold Stein
Nationalität: Deutsch

Schulausbildung:

1992 - 1995 Grundschole Bad Soden – Salmünster, Deutschland
1995 - 2004 Ulrich- von- Hutten Gymnasium Schlüchtern, Deutschland
16.06.2004 Abitur
Januar 2002 - Internat Fryeburg Academy, Fryeburg, ME 04037, USA
Juli 2003

Hochschulausbildung:

WS 2005/06 - Studium der Zahnmedizin an der Philipps-Universität Marburg,
WS 2010/11 Deutschland
27.09.2006 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
31.03.2008 Zahnärztliche Vorprüfung
03.12.2010 Staatsexamen Zahnmedizin in Marburg
24.12.2010 Approbation

Zivildienst:

01.09.2004- Knappschafts- Klinik, 63628 Bad Soden- Salmünster,
31.05.2005 Deutschland

Beruflicher Werdegang:

Seit dem Wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Abteilung für orofaziale
15.04.2011 Prothetik und Funktionslehre des Zentrums für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde der Philipps- Universität Marburg, Lehrbereich
Propädeutik

Verzeichnis meiner akademischen Lehrer in Marburg:

Arweiler, Coca, Feuser, Flores de Jacoby, Frankenberger, Gente, Graz, Grundmann, Mittag, Höffken, Korbmacher, Lamp, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Pancherz, Pieper, Ramaswamy, Richter, Sonntag, Stachniss, Stoll, Teymoortash, Weber, Wennemuth

Danksagung

Mein Dank gilt all den Menschen, ohne deren Hilfe diese Dissertation nicht in dieser Form zustande gekommen wäre.

Ich möchte meinem Doktorvater Prof. Dr. Michael Gente herzlich für das Überlassen des Themas, sowie die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der in-vitro Untersuchungen und die Korrektur der Arbeit als Referent danken. Sie haben schon früh meine Fähigkeiten im Studium erkannt und gefördert. Dafür gilt ihnen mein besonderer Dank.

Ich möchte mich bei Herrn Uhrenmachermeister Böttner aus Marburg herzlich bedanken. Durch seine Mithilfe konnte die neue Messelektrode in ihrer jetzigen Form gebaut werden.

Ein großes Dankeschön gilt der MKG- Praxis Ulf Hallfeld und der gesamten Belegschaft in Marburg, die mich mit den nötigen extrahierten Zähnen versorgt haben.

Ich möchte mich bei den Herrn Feinmechanikermeister Heimann und seinem Mitarbeiter Herrn Vogel für die schnelle und präzise Anfertigung der Versuchsanordnung bedanken.

Ich bedanke mich bei meinem Freund und ehemaligem Lehrer Frank Holthoff für die sprachliche und grammatikalische Durchsicht meiner Arbeit.

Ich möchte mich bei meinem Vater, Reinhold Stein bedanken, der mir stets mit Rat und Tat bei meiner Dissertation beigestanden hat.

Liebe Mama, danke dass du mich stets im Leben unterstützt und zu mir gehalten hast.

Ich bedanke mich bei dir liebe Meike, dass du mich mit deiner positiven Art schon während des Studiums und auch während meiner Dissertation aufgebaut und motiviert hast.

Dank gilt auch Susan Stein für die Unterstützung im Umgang mit Excel und Word.

Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zu Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

**ENTWICKLUNG UND TEST EINER AKTIVEN
MESSELEKTRODE FÜR DAS PREPOMETER
- EINE IN-VITRO-UNTERSUCHUNG-**

im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter Leitung von Herrn Prof. Dr. M. Gente ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Verfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den 04.07.2011

Steffen Stein